

Realizace systému kompenzace pohybu u parkinsoniků

Implementation of Motion Compensation System for Parkinsonian Patients

Bc. Vojtěch Fiala

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Ostrava, 2021

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za trpělivost, vstřícnost a vedení diplomové práce. Poděkování patří i firmě Compactive s.r.o. za možnost využití vybavení.

Abstrakt

Jedním z velmi závažných degenerativních onemocnění ovlivňujících kvalitu života především starších lidí je Parkinsonova choroba. Toto onemocnění silně ovlivňuje schopnost pohybu a v konečném důsledku i celkovou soběstačnost osob. Tato práce se zaměřuje na relativně stále ještě málo probádaný terapeutický přístup, který má obecně za cíl zvýšení kvality života a zlepšení mobility u parkinsoniků. V principu se jedná o řízenou vibrační stimulaci aplikovanou na chodidla. V první části textu je představena Parkinsonova choroba včetně příčin projevů, hodnocení závažnosti a současných léčebných a terapeutických přístupů. V návaznosti je uveden obecný princip zkoumaného terapeutického přístupu a jsou shrnuty rešeršní poznatky s ním související. Po úvodní teoretické části následuje návrh a technické řešení zařízení implementované do vložky od bot. Cílem práce je realizace funkčního zařízení s řízenou vibrační stimulací mikrokontrolery s vazbou na fáze chůze a následně otestování funkcionality systému.

Klíčová slova

Parkinsonova choroba, vibrační stimulace, mechanoreceptor, piezoměnič, mincový vibrační motor

Abstract

One of the very serious degenerative diseases affecting the quality of life, especially affecting older people, is Parkinson's disease. This disease strongly affects the ability of movement and ultimately the total self-sufficiency of people. This work focuses on a possible researched therapeutic approach, which is generally aimed at increasing the quality of life and improve mobility on people with Parkinson. In principle, it is a controlled vibration stimulation applied to the feet. In the first part of the text is introduced Parkinson's disease. This part of the text contains of the causes of manifestations, evaluation of severity and contemporary treating and therapeutic approaches. Furthermore, there is explained a general principle of the therapeutic approach and there are summarized information from the research works. Following the previous theory, the text continues with a description of the design and technical solution, which is implemented in the shoe insert. The aim of this work is to implement a functional device with controlled vibrating stimulation by microcontrollers with binding to walking phases and subsequently testing system functionality.

Key words

Parkinson's disease, vibrating stimulation, mechanoreceptor, piezometric sensor, coin vibrating engine

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	6
Seznam použitých zkratek.....	7
Seznam použitých termínů	8
Seznam obrázků.....	9
Seznam tabulek.....	11
1 Úvod.....	12
2 Parkinsonova choroba	13
2.1 Historie	13
2.2 Výskyt nemoci	13
2.3 Vznik nemoci	13
2.4 Příznaky nemoci	15
2.4.1 Třes (tremor).....	15
2.4.2 Svalová ztuhlost (rigidita)	15
2.4.3 Zpomalenost, chudost a omezení rozsahu pohybů.....	15
2.4.4 Poruchy stoje a chůze.....	16
2.4.5 Další příznaky.....	16
2.5 Časový rozvoj nemoci	17
2.5.1 Počáteční stádium nemoci	17
2.5.2 Rozvinutá nemoc	17
2.5.3 Pozdní stádium	17
2.6 Léčba Parkinsonovy nemoci	18
2.6.1 Léková terapie	18
2.6.2 Neurochirurgická léčba	19
2.6.3 Buněčná terapie	19
2.6.4 Genová terapie.....	19
2.6.5 Rehabilitační léčba.....	20
2.7 Terapeutické využití stimulace.....	21
2.7.1 Vibrační stimulace	22
2.7.2 Elektrická stimulace.....	23
2.7.3 Neelektrická pasivní stimulace	23
3 Studie zaměřené na zmírnění projevů u parkinsoniků pomocí externí stimulace	24
3.1 Stimulace otevřenou a uzavřenou smyčkou	24
3.2 Vibrační stimulace svalů trupu.....	25
3.3 Vibrační propioceptivní stimulace svalových šlach	25
3.4 Synchronní vibrační stimulace	27
3.5 Synchronní vibrační stimulace s bezdrátovou komunikací.....	29
3.6 Shrnutí řešeršních materiálů.....	30
4 Návrh systému	32
4.1 Obecný popis částí navrhovaného systému.....	33

4.1.1	Řídící DPS.....	33
4.1.2	Plantární DPS	37
4.2	Schéma zapojení.....	41
4.2.1	Společné prvky obou DPS.....	41
4.2.2	Řídící DPS.....	45
4.2.3	Plantární DPS	51
4.3	Návrh DPS	56
5	Realizace systému	60
5.1	Konečná podoba sestavy.....	65
5.2	Popis funkce.....	67
5.2.1	Nabíjení.....	67
5.2.2	Ovládání zařízení	68
5.2.3	Měření a stimulace.....	68
6	Hodnocení funkcionality	69
6.1	Testování a měření	69
6.1.1	Testování funkcionality zařízení.....	69
6.1.2	Měření dat	69
6.2	Zhodnocení dosažených výsledků	73
7	Závěr	75
	Použitá literatura.....	78
	Přílohy.....	I

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
I	A	Proud
U	V	Napětí
U_s	V	Napětí zdroje
U_{p-p}	V	Napětí Peak-Peak
U_{VPCC}	V	Napětí na pinu VPCC
f	Hz	Frekvence
f_c	Hz	Mezní frekvence

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
AD	Analogově digitální
ADC	Analogově digitální převodník
CV	Variační koeficient (Variable Coefficient)
CWS	Klidová rychlost chůze (Calm Walking Speed)
DBS	Hlubková mozková stimulace
DPS	Deska plošných spojů
EMG	Elektromyografie
FoG	Zamrznutí (Freezing)
HW	Hardware
MCU	Mikrokontroler
MV	Proprioceptivní stimulace svalových šlach
NS	Nervová soustava
PD	Parkinsonova choroba (Parkinson disease)
PWM	Pulzně šířková modulace
RPM	Otáček za minutu (Revolutions Per Minute)
RS	Roztroušená skleróza
SN	Černé jádro (Substantia Nigra)
VD	Vibrační zařízení (Vibration device)
UPDRS	Unifikovaná hodnotící škála Parkinsonovy nemoci

Seznam použitých termínů

Termín	Význam termínu
Aferent	Přenašeč informací z periférií do centra řízení
Antagonisticky	Působící proti
Dopaminerní	Dopamin tvořící
Eferent	Přenašeč informací z centra k periferiím
Insuficience	Nedostatečnost
Logická „H“	Odpovídá hodnotě napětí $U = 3,3 \text{ V}$
Logická „L“	Odpovídá hodnotě napětí $U = 0 \text{ V}$
Lokomotorika	Přemísťování se v prostoru (např. lezení, chůze, běh)
Mechanoreceptor	Receptory vnímající mechanické podráždění (např. dotyk, tlak)
Neurotransmitter	Neuropřenašeče – látky, zprostředkovávající přenos vzruchu
Pluripotentní	Schopný vyvolat více efektů
Prekurzor	Výchozí látka, jejíž chemickou přeměnou vzniká výsledná látka
Propriocepce	Schopnost NS zaznamenat změny vznikající ve svalech

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Typické příznaky a postura pacienta s PD [8]	16
Obr. 2.2: Závislost délky, časové variability kroku a švihů na nastavené rychlosti [7]	21
Obr. 2.3: Struktura kůže a znázornění podoby a rozmístění mechanoreceptorů [2]	22
Obr. 3.1: Záznam působení vibrační stimulace na snímané parametry [11]	26
Obr. 3.2: Záznam z dlouhodobého působení vibrační stimulace [11]	26
Obr. 3.3: Znázornění aktivních posturálních svalů [21].....	27
Obr. 3.4: Podoba realizovaného systému a navrhovaná funkce synchronní stimulace [17]	28
Obr. 3.5: Konečná podoba realizovaného systému [18]	29
Obr. 3.6: Umístění tlakových silových senzorů [18]	30
Obr. 4.1: Koncepční schéma	32
Obr. 4.2: Blokové schéma	33
Obr. 4.3: Vybraná Li-Pol baterie 3,7 V/6000 mAh	34
Obr. 4.4: Podoba použitého piezosenzoru [23]	37
Obr. 4.5: Stavba piezosenzoru [24].....	38
Obr. 4.6: Konstrukce mincového vibračního motoru [14]	39
Obr. 4.7: Fyzické a schématické rozložení pólů v mincovém vibračním motoru [14]	39
Obr. 4.8: Měřicí sestava a improvizovaný měřicí přípravek	40
Obr. 4.9: Schéma zapojení ICSP	41
Obr. 4.10: Schéma zapojení mikrokontroleru PIC18F45K40	42
Obr. 4.11: Schéma zapojení čipu SN65HVD72D	42
Obr. 4.12: Schéma zapojení USB/UART převodníku FT231X	45
Obr. 4.13: Schéma zapojení prvku řízení nabíjení baterie a napájení MCP73871	46
Obr. 4.14: Schéma spínacího obvodu	49
Obr. 4.15: Schéma zapojení Buck-Boost měniče TPS63031	51
Obr. 4.16: Schéma napájecí části plantární DPS	52
Obr. 4.17: Schéma zapojení piezosenzorické části	54
Obr. 4.18: Schéma zapojení stimulačních vibračních motorků	55
Obr. 4.19: Náhled a layout horní (top) strany plantární DPS	57
Obr. 4.20: Náhled a layout spodní (bottom) strany plantární DPS	57
Obr. 4.21: Náhled a layout horní (top) strany řídicí DPS.....	58
Obr. 4.22: Náhled a layout spodní (bottom) strany plantární DPS	59
Obr. 5.1: Finální podoba osazené plantární DPS – strana TOP (vlevo) a BOTTOM (vpravo)	60
Obr. 5.2: Finální podoba osazené řídicí DPS – strana TOP (vlevo) a BOTTOM (vpravo)	61
Obr. 5.3: Ochranné struktury vibračních motorků – pod patu (vlevo), pod špičku (vpravo)	61
Obr. 5.4: Finální podoba činného prvku ve vložce	62
Obr. 5.5: Ideální rozložení tlaků při chůzi u zdravého člověka [25].....	62
Obr. 5.6: Návrh rozmístění všech funkčních prvků v rámci vložky	63
Obr. 5.7: Vložka osazená prvky před překrytím druhou vložkou.....	63
Obr. 5.8: Pohled na řídicí část s baterií bez krytu	64
Obr. 5.9: Plantární testovací přípravek	64
Obr. 5.10: Finální podoba vložky	65
Obr. 5.11: Umístění vložky v botě.....	66
Obr. 5.12: Finální podoba řídicí části s realizovaným krytím	66

Obr. 5.13: Umístění zařízení na testovaném	67
Obr. 6.1: Zobrazení terminálového okna s měřenými daty	71
Obr. 6.2: Zobrazení části naměřených dat z činnosti senzoru č. 3 (pata).....	72
Obr. 6.3: Zobrazení části naměřených dat z činnosti motoru č. 3 (pata).....	72

Seznam tabulek

Tab. 4.1: Odhadovaný odběr prvků zařízení	35
Tab. 6.1: Význam přenášených dat ze zařízení	71
Tab. 6.2: Výsledné parametry chůze u testovaných osob	73
Tab. 6.3: Rozdíly mezi hodnotami parametrů bez a se stimulace – z pohledu dat bez stimulace	73
Tab. 6.4: Výsledky ověření normality dat Shapirovovým-Wilkovovým testem – p-hodnoty.....	74
Tab. 6.5: Výsledky Párového studentova t-testu – p-hodnoty	74

1 Úvod

Parkinsonova choroba (PD) je neurodegenerativní onemocnění projevující se poruchami chůze narušující mobilitu pacientů, jejich nezávislost a kvalitu života. Toto onemocnění se nejčastěji projevuje mezi 50 až 60 roky života. Poruchy chůze obvykle zahrnují sníženou délku kroku, rychlost, zvýšenou kadenci a občasné zmrazení chůze (FoG), což znamená neúmyslné zastavení a obtížné obnovení chůze. Projevy onemocnění nejsou zpočátku příliš specifické, ale s postupem času se zhoršují a nemoc se stává silně omezující a problematickou. Onemocnění je způsobeno nedostatkem dopaminu v motorických centrech mozku, ale samotná příčina vzniku onemocnění je zatím stále neznámá. Momentálně neexistuje postup, kterým by se nemoc dala zcela vyléčit. Léčba se soustředí na léčení symptomů, což přináší mimo jiné i hledání nových terapeutických přístupů.

Práci lze rámcově rozdělit na část teoretickou a část praktickou, kdy v první uvedené části jsou shrnuty poznatky s cílem přiblížit problematiku Parkinsonovy choroby. Vzhledem k rozsáhlé tématice tohoto onemocnění bylo snahou poskytnout obecnější a zjednodušené shrnutí informací v rozsahu poskytujícím dostatečný základ pro pochopení významu a principu řešeného terapeutického stimulačního přístupu. V rámci této teoretické části jsou popsány základní informace o tomto onemocnění včetně způsobu působení onemocnění, příznaků, současném stavu léčby apod. Na současné léčebné postupy je kladen větší důraz vzhledem k řešenému tématu práce.

Na teorii zaměřenou na Parkinsonovu chorobu navazují rešeršní informace z různých studií souvisejících s tématem práce. Vybrané studie se buď přímo zabývají terapeutickým využitím vibrační stimulace, nebo s ní minimálně souvisí. Z hlediska studií se jedná o stále nedostatečně probádanou oblast a efekt vibrační stimulace nebyl prozatím plně prokázán. Obecně je cílem tohoto přístupu dosáhnout prostřednictvím definované stimulace vibracemi zlepšení pohyblivosti a parametrů chůze nejen u lidí postižených Parkinsonovou chorobou, ale i u osob trpících problémy s mobilitou způsobenou jinými příčinami. Je tedy uveden obecný princip zkoumaného terapeutického přístupu a pravděpodobného způsobu působení. V návaznosti jsou popsány výsledky některých studií a rešerše dříve provedených testování souvisejících právě s problematikou a efektem vibrační stimulace na mobilitu probandů. Tato část zároveň uzavírá obsaženou teorii k principu a tématu práce.

V praktické části je pak nejprve uvedeno koncepční schéma navrhovaného systému a posléze i o něco podrobnější blokové schéma. Návrh řešení vychází z poznatků získaných z rešeršních zdrojů a dříve publikovaných postupů řešení. S ohledem na získané informace byl navrhnut vlastní systém především s přepracovaným systémem řízení pomocí mikrokontrolerů. Celkově byl tedy navržen systém skládající se ze dvou bloků, kdy první představuje funkční vložku zajišťující samotnou stimulaci a druhý blok je spíše řídicí zajišťující napájení, komunikaci a práci s měřenými daty. Cílem systému je provádět vibrační stimulaci synchronně s fázemi kroku, což by mělo zlepšit efektivitu stimulace. Především by se měl ale projevit pozitivní efekt na parametry chůze a patologické příznaky Parkinsonovy choroby. Tato prakticky zaměřená část zároveň seznamuje s použitými komponenty a funkcionalitou navrhovaného systému.

2 Parkinsonova choroba

Je to chronické, pomalu se rozvíjející onemocnění, které není možné zcela vyléčit, a tak se léčba soustředí alespoň na potlačení příznaků, s cílem dlouhodobě postup nemoci omezit. Dosud nebylo prokázáno, že by nemoc vznikala důsledkem životního stylu či chování postižené osoby. I když choroba přináší postupně různé obtíže a omezení, obvykle nemá vliv na délku života a její průběh je silně individuální. Při léčbě hraje důležitou roli nejen samotný postup léčby, ale i psychický stav pacienta. [8]

2.1 Historie

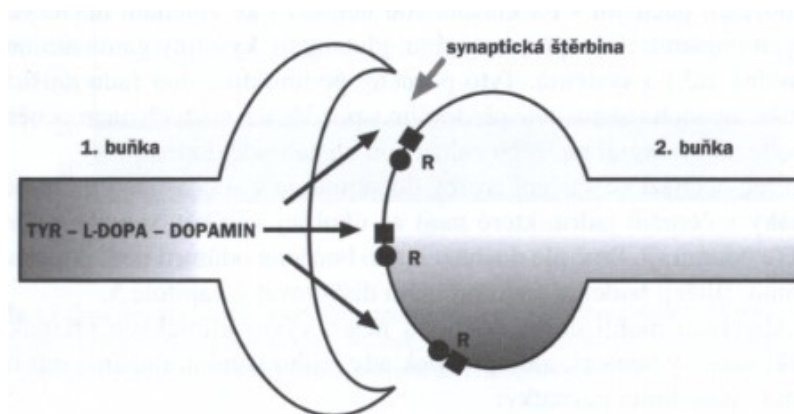
První ucelený popis nemoci byl publikován v roce 1817, ale nepřímo byly popsány příznaky choroby už o mnoho staletí dříve. Léčba byla vždy především symptomatická. První léčba se soustředila na tlumení třesu anticholinergiky, což je ale provázeno mnoha nežádoucími účinky. V roce 1960 bylo prokázáno, že za nemocí stojí nedostatek dopaminu v určité oblasti mozku, v tzv. černém jádře (Substantia Nigra). V roce 1961 byla k léčbě úspěšně použita levodopa, jako prekursor tvorby dopaminu v mozku. V následujících letech probíhal další výzkum nejen léčby levodopou, ale i mozku obecně. Především se omezilo působení levodoby pomocí karbidopy a benserazidu jen na tvorbu dopaminu v mozku. Kombinovaná léčba levodopy s těmito léky se používá dodnes a dosud jej nedokázaly jiné léky vzhledem k účinnosti a bezpečnosti samostatně nahradit. V současnosti pokračuje intenzivní výzkum prvotních příčin vzniku Parkinsonovy nemoci spolu s vývojem dalších léčebných postupů zahrnujících nové techniky neurochirurgické léčby, nová léčiva, studuje se i možné použití kmenových buněk apod. Neurogenetický výzkum přináší další pochopení dědičnosti tohoto onemocnění v rodinách a nové porozumění procesu poškození nervových buněk vyrábějících dopamin. [8]

2.2 Výskyt nemoci

Jedná se o poměrně běžnou nemoc, kdy u osob nad 60 let jí trpí cca 1 % této populace. Počet postižených v rámci Evropy se pohybuje mezi 84 až 187 na 100 000 obyvatel. Počet diagnostikovaných pak v posledních letech roste pravděpodobně vlivem lepší diagnostiky a zvyšování průměrného věku života populace. Nemoc je rozšířena po celém světě a postihuje všechny společenské vrstvy. Nejsou znatelné výrazné rozdíly mezi muži a ženami. Nemoc se začíná projevovat obvykle okolo 50 až 60 let, ale není neobvyklý výskyt i před 40. rokem života. [8]

2.3 Vznik nemoci

Pohyb je v obecném měřítku poměrně složitý proces. Schopnost pohybu je výsledkem složité synchronní činnosti mozku a celé nervové a pohybové soustavy. Jednotlivé nervové buňky jsou vzájemně propojeny synapsemi, což jsou komunikační spojení výběžků nervových buněk.



Obr. 2.1: Znáznornění nervového spojení mezi dvěma buňkami (synapse) [8]

Prostor mezi spoji se nazývá synaptická štěrba, kam se uvolňují neurotransmitery, což jsou látky uvolňující se z těl nervových buněk. Tyto transitory jsou zachytávány na membráně druhé nervové buňky, na bílkovinných strukturách tzv. receptorech, které jsou citlivé právě na konkrétní transiter. Navázaný transiter na receptoru určuje charakter přenosu a tím i přenášenou informaci. Buď dojde k přenosu vzruchu, nebo k jeho útlumu. Parkinsonova choroba je způsobena snížením tvorby dopaminu, což je transiter vytvářený v tzv. středním mozku, v černém jádru (Substantia Nigra). Tato látka je následně transportována do oblasti bazálních ganglií a žíhaného jádra (Striatum), kde je uvolňována do synapsí. Nedostatek dopaminu způsobuje špatnou činnost Striatu, což má za následek poruchy hybnosti, projevu Parkinsonovy nemoci. Všechny projevy onemocnění ale nejsou způsobeny pouze nedostatkem dopaminu v bazálních gangliích. U pacientů s PD byly prokázány poruchy tvorby i dalších transiterů, které ovlivňují jiné systémy a stojí za dalšími příznaky choroby. Pouze léčba nedostatku dopaminu nemusí být účinná. Nedostatek dopaminu je způsoben nadměrným odumíráním buněk v černém jádru (Substantia Nigra), jehož příčina je zatím neznámá. Parkinsonova choroba se projevuje až při poklesu celkového množství buněk v černém jádru o 50 % a následně poklesu dopaminu ve Striatu o 70 až 80 % oproti původnímu množství. Nedostatek dopaminu se ještě před prvními projevy nemoci dá odhalit pomocí pozitronové emisní tomografie (PET) nebo jednofotonové emisní tomografie (SPECT-DaTScan).

Příčiny projevů nemoci jsou nám známe, stále ale probíhá výzkum příčin nadměrného odumírání nervových buněk v černém jádře (Substantia Nigra). Bylo zjištěno, že látka MPTP, která je součástí hnojiv a objevovala se i u špatně připraveného heroinu, se může v krevním řečišti změnit v jed, který buňky likviduje. Následkem jsou pak podobné příznaky jako u Parkinsonovy choroby. Další hypotézou je nadměrná tvorba volných kyslíkových radikálů, které jsou za normálních okolností potřebné a odbourávané. Velký prostor byl věnován studiu dědičnosti této choroby. Byly popsány mutace (asi 13) na konkrétních genech u rodin s vyšším výskytem Parkinsonovy choroby, ale stále nebyla prokázána dědičnost této nemoci, což svědčí o sporadickém charakteru vzniku nemoci. Vznik choroby je pravděpodobně podmíněn mnoha atributy jako například změnou dědičné informace, získanou poruchou, vlivem vnějšího prostředí apod. Bylo zjištěno, že pouze u případů, kdy se nemoc projeví již před 40. rokem věku, je riziko přenosu vyšší a pohybuje se mezi 10 až 20 %. [8]

2.4 Příznaky nemoci

Prvotní příznaky choroby jsou bolesti ramen a zad, pocity tíže končetin, ztráty výkonnosti, poruchy spánku, zácpa, tichost a monotónnost hlasu, zhoršení písma, stav deprese, snížení sexuální výkonnosti atd. Tyto příznaky jsou charakteristické pro více onemocnění, proto je časné diagnostikování PD poměrně obtížné. Teprve v pozdějším stádiu onemocnění se projevují čtyři typické motorické příznaky nemoci, a to třes (tremor), svalová ztuhlost (rigidita), celková zpomalenost a chudost pohybů (bradykineze, akineze, hypokineze) a posturální poruchy a poruchy chůze. Tyto charakteristické příznaky se projevují až později v řádu měsíců po prvotních příznacích. U projevů platí, že některé příznaky se mohou projevit a jiné ne. Síla postižení se může velmi lišit, a i reakce na léčbu je značně individuální. [8]

2.4.1 Třes (tremor)

Tento příznak je pravděpodobně nejcharakterističtější a také nejčastější. Třes je ale nespecifickým příznakem, který se vyskytuje i u jiných onemocnění, takže pouze na jeho základě nelze s jistotou určit diagnózu. U některých případů se třes nemusí projevit vůbec. Parkinsonský třes se typicky projevuje na končetinách, kdy obvykle nejprve postihuje prsty horních končetin a následně se šíří. Častá je asymetričnost, kdy třes postihuje nejprve jednu stranu těla a následně se šíří do druhé. Frekvence třesu se pohybuje cca mezi 4 až 6 Hz. Třes je obvykle klidového charakteru a během činnosti mizí. V průběhu vývoje onemocnění se může tento charakter změnit a přetrvávat i při pohybech. Třes je silně ovlivněn psychikou, kdy při rozrušení je výraznější, a naopak při uvolnění mizí. Tento příznak má, díky své viditelnosti, silný vliv na psychiku postižených a často je příčinou snah o sociální distancování pacientů.

Třes je důsledek nedostatku dopaminu v bazálních gangliích, kde za normálních okolností působí tlumivě. Při jeho absenci převládá v bazálních gangliích budivý transmitter acetylcholin, což má za následek zvýšenou aktivitu ovlivňující buňky zajišťující kontrolu pohybu a v konečném důsledku i třes. V rámci léčby se tedy používají i látky snižující účinek acetylcholinu (anticholinergika), což sice neřeší nedostatek dopaminu, ale alespoň částečně napravuje vzniklou nerovnováhu. [8]

2.4.2 Svalová ztuhlost (rigidita)

Tento příznak se projevuje zvýšením normálního svalového napětí, který za normálních okolností zajišťuje udržování vzpřímeného postoj. Sval klade větší odpor, než je běžné, což má za následek těžkopádnější pohyby a ovládání pohybů. I v tomto případě platí jistá asymetrie a více bývá postižena jedna strana těla. Ztuhlost některých svalů vede k omezení hybnosti a přetížení jiných svalových skupin, které se snaží o kompenzaci a zachování pohyblivosti, což bývá doprovázeno bolestí nebo minimálně nepříjemnými pocity ztráty kontroly.

Příčina vzniku ztuhlosti je stále neznámá, i zde ale hraje hlavní roli nedostatek dopaminu v bazálních gangliích. Tento nedostatek má za následek snížení tlumivého účinku a pravděpodobné ovlivnění částí mozku zajišťujících udržování normálního svalového tonu. I tento příznak je nespecifický a může poukazovat i na jiné onemocnění. [8]

2.4.3 Zpomalenost, chudost a omezení rozsahu pohybů

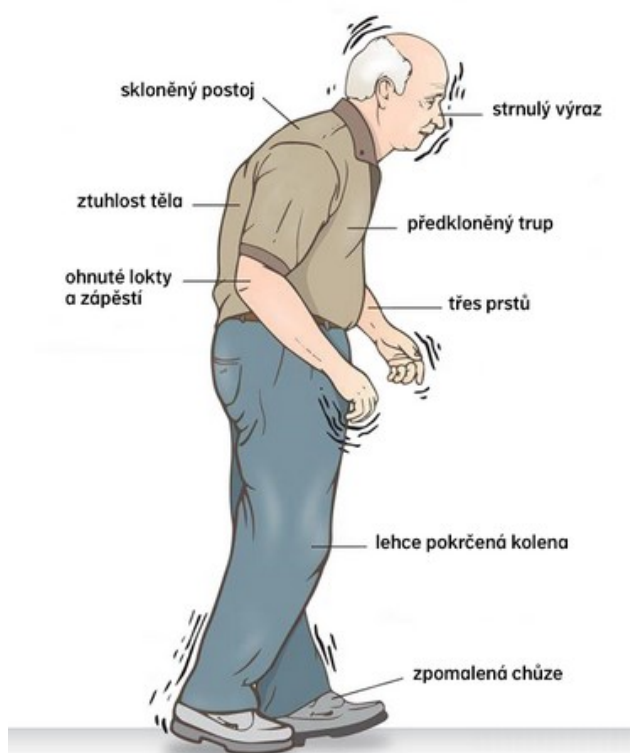
Tyto příznaky se projevují ztrátou či snížením schopnosti začít samotný pohyb. Jsou nezávislé na dříve popsaném příznaku, rigiditě. Automatické pohyby jsou značně omezeny a zpomaleny. Do této skupiny

patří i tzv. freezing neboli zamrznutí (FoG), kdy uprostřed pohybu postižení ztuhnou a nejsou schopni pokračovat dál. Celkově tyto projevy vedou k značné psychické zátěži, kdy nejen že jsou jejich pohyby zpomaleny, ale dokonce někdy nejsou schopni samotný pohyb začít. Mechanismus vzniku těchto projevů není zcela znám, ale s největší pravděpodobností je to opět důsledek nedostatku dopaminu, který v tomto případě způsobuje selhání plánování pohybu. Uvádí se, že FoG postihuje přibližně polovinu pacientů s PD v USA. [8], [18]

2.4.4 Poruchy stoje a chůze

Pro parkinsoniky jsou charakteristické i některé posturální změny, a to především sehnuté držení těla a pokrčení končetin. V pozdějších stádiích nemoci dochází ke zkracování kroku, celkové nejistotě při chůzi a zpomaleným změnám směru pohybu, což může vyústit až ve ztrátu rovnováhy a pádům. Zlepšení chůze se projevuje na otevřených prostranstvích a při komplikovanějších pohybech jako například při chůzi do schodů. Pravděpodobně je zde velice důležitá rytmicitata pohybu, která bývá prostředím či nemocí narušena. Do této skupiny patří i příznak zvaný pulze, který je pacienty popisován jako pocitový tah dopředu či dozadu, který může vyústit až ve ztrátu rovnováhy. [8]

Klasické příznaky Parkinsonovy choroby



Obr. 2.1: Typické příznaky a postura pacienta s PD [8]

2.4.5 Další příznaky

Příznaků Parkinsonovy choroby je celá řada a můžeme se setkat například s tzv. maskovitým obličejem, kdy pacienti nejsou schopni dostatečně ovládat mimiku obličeje a vyjadřovat tak pocity, s poruchou řeči (dysartrie), která se vyskytuje u většiny pacientů a znamená snížení hlasitosti, zpomalení řeči a v některých případech až nesrozumitelnost vlivem drmolání. Dále je typickým příznakem porucha psaní a je možné se setkat i s poruchami spánku, kdy se objevuje neklid dolních končetin nejen před

spaním, ale i při spánku. Mohou se projevovat i poruchy vegetativního nervstva reprezentované sklony k zácpě či náhlými poklesy krevního tlaku apod. Výrazné jsou pak psychické problémy zastoupené depresí. Vzácnější je pak v pozdějších fázích onemocnění ztráta intelektu či rozumových schopností. Většinou nebývají lidé s PD postiženi demencí, ale v případě, že se projeví i tento typ příznaků, je pak prakticky znemožněna soběstačnost. Spolu s délkou léčby může docházet ke ztrátě její účinnosti. To se týká i typické léčby levodopou, která postupem času může ztrácet účinek. [8]

2.5 Časový rozvoj nemoci

Vývoj je u této nemoci značně individuální a silně jej ovlivňuje léčba. Díky dobré a včasné léčbě je možné příznaky zejména v raných fázích natolik potlačit, že jimi nejsou pacienti prakticky nijak výrazně omezeni. V pokročilých stádiích již ale příznaky, i přes léčbu, zcela tlumit nelze a objevují se problémy především pohybového rázu. Existuje hodnotící stupnice definující stádium nemoci. Hodnocení probíhá prostřednictvím dotazníku, viz. [20], který je členěn do jednotlivých oblastí komplexně hodnotících dopady nemoci na vyšetřovaného. Tato stupnice má zkratku UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale). [8]

2.5.1 Počáteční stadium nemoci

Počátek nemoci je obvykle pozvolný s nespecifickými projevy. Toto počáteční mezidobí je značně individuální a je ukončeno typickými projevy Parkinsonovy choroby (tremor končetin, rigidita, zpomalenost a snížení pohyblivosti). Zpočátku jsou projevy asymetrické v rámci těla. V tuto chvíli již bývá nemoc diagnostikována, a i přes léčbu se dále rozšiřuje a postihuje zbylé části těla. Léčba je obvykle levodopou jako prekurzorem dopaminu či některým lékem působícím antagonisticky vůči acetylcholinu. Léková terapie přináší pacientům úlevu a vede až k obnovení normálního bezpříznakového stavu. [8]

2.5.2 Rozvinutá nemoc

V této fázi je již nutné zvyšovat dávky podávaných léků. I přes podávanou medikaci se ale začnou projevovat některé komplikace, jako přechodné výpadky hybnosti a mimovolní pohyby. Tyto komplikace částečně způsobují dávky léků, ale především jsou způsobeny chorobným procesem. Toto období nastává v průměru po 5 až 8 letech. [8]

2.5.3 Pozdní stadium

Postupně se horší základní příznaky a přidávají se další. V této fázi se již objevují posturální problémy, potíže s chůzí a celkově pohybem. Ovlivněna je celková hybnost a začínají se vyskytovat pády způsobené příznaky. Mohou se objevit i psychické komplikace ovlivňující soběstačnost pacientů.

Rozvoj nemoci, její rychlost, projevené příznaky i reakce na léčbu jsou značně individuální. Stejně individuální je i věk, kdy dojde k odhalení onemocnění. Obecně platí, že mladší pacienti (cca do 40 let věku) lépe reagují na léčbu, a i když se u nich projeví příznaky dříve, tak u nich stále bývá léčba levodopou účinná. U pacientů s pozdním začátkem nemoci (po 70. roce věku) bývá postup nemoci poměrně rychlý. U takových pacientů léčba levodopou rychleji ztrácí účinek a v důsledku se rychleji projevují příznaky choroby. [8]

2.6 Léčba Parkinsonovy nemoci

Dosud není znám léčebný postup, který by tuto nemoc vyléčil nebo zastavil její progres. Nicméně existuje poměrně účinná symptomatická léčba, kterou je možné účinně a dlouhodobě potlačovat příznaky choroby a kvalitativně tak zlepšovat život pacientů. Úspěšná léčba se neskládá jen z užívání léků, ale většinou se skládá z kombinace užívání léčiv a dalších postupů. Tyto léčebné postupy zahrnují různá režimová opatření, a především rehabilitace a cvičení. U některých případů nemusí být předešlé postupy účinné, a proto je možné uvažovat i o neurochirurgické léčbě. Důležitým parametrem léčby je pak samotný aktivní přístup pacienta.

Za Parkinsonovou chorobou stojí progresivní ztráta nebo degenerace dopaminergních neuronů v části mozku nazývané Substantia Nigra (SN). Tyto buňky normálně produkují dopamin, který působí jako neuropřenašeč mající vliv na normální přenos impulzů, a tedy i normální svalový pohyb. Menší množství dopaminu v důsledku ztráty nervových buněk je provázeno různými dopady na svalové skupiny a způsobuje i typické příznaky nemoci. První známkou nástupu nemoci je obvykle pocit slabosti nebo ztuhlosti v končetině a/nebo jemný klidový třes ruky. Dalšími příznaky jsou posturální nestabilita nebo porucha rovnováhy a koordinace, deprese a další duševní nebo emoční problémy. V současnosti jsou pro léčbu nebo zmírnění příznaků tohoto onemocnění používány postupy souhrnně označované za symptomatickou léčbu. Tato léčba se dělí na lékovou, chirurgickou a buněčnou terapii, přičemž všechny zmíněné mají za cíl udržení normální hladiny dopaminu. Všechny přístupy mají své výhody a nevýhody, které budou rozebírány níže. [1], [8]

2.6.1 Léková terapie

Obecně jsou používané léky souhrnně nazývány jako tzv. parkinsonika, která lze rozdělit do tří skupin zahrnujících základní léky, jejichž cílem je nahradit chybějící dopamin, přídatné léky, které mění metabolismus levodopy a dopaminu a má účinek i na systémy jiných neurotransmiterů, a nakonec pomocné léky, které pomáhají proti vedlejším příznakům a komplikacím.

Základní léková terapie spočívá v doplnění L-dihydroxyfenylalaninu (L-Dopa), což je prekurzor dopaminu ve formě levodopy a/nebo karbidopy. Tato terapie se používá již přibližně 50 let. Nervové buňky v mozku absorbují dodaný lék (levodopa) a přemění jej na dopamin. Karbidopa zabraňuje znehodnocení levodopy enzymy v zažívacím traktu a snižuje některé z jeho vedlejších účinků. Dlouhodobá léčba levodopou může ale s postupujícím onemocněním ztrácet na účinku, přičemž odpověď pacienta na podávaný lék může začít kolísat a v důsledku může dojít k projevu nežádoucích příznaků. Současně dlouhodobé používání kombinované lékové terapie může vést k projevům nežádoucích vedlejších účinků jako zmatenost, bludy, mimovolní pohyby a dyskineze, vyšší riziko poškození jater, ledvin, kardiovaskulárních problémů apod. Alternativami k léčbě levodopou jsou například inhibitory monoaminoxidázy-B a COMT inhibitory, které pomáhají udržovat hladinu dopaminu blokováním jeho katabolismu. I tyto alternativní přídatné lékové terapie mají své vedlejší účinky. Další symptomatická pomocná léčba může zahrnovat: Amitriptylin, Clozapin (Clozaril) na psychózu a/nebo Rivastigmin (Exelon) a Donepezil (Aricept) na demenci. Inhibitory adenosinu A2A jsou jednou z možných následných terapií, jejichž užíváním se zvyšují účinky levodopy. [1], [8]

2.6.2 Neurochirurgická léčba

Jedná se o poměrně závažný zásah do mozkové činnosti a měla by být volena až v případě neúspěšné léčby klasickými neinvazivními postupy. I u tohoto přístupu ale platí, že má jen omezené možnosti a léčba nemusí být účinná. [8]

2.6.2.1 Stereotaktická léze

Tato metoda spočívá v drobném cíleném poškození v konkrétní oblasti bazálních ganglií se záměrem potlačit nadměrnou aktivitu a zlepšit tak hybnost. Tento přístup se používal při operacích staršího typu někdy v průběhu 50. let 20. století k ovlivnění jinak neléčitelných příznaků. K přesnému zaměření se využívá metoda stereotaxe, která využívá přesného zacílení struktur pomocí zobrazovacích metod. Léčba se provádí pouze při lokálním umrtvení kůže a okostice v definovaných oblastech na lebce bez narkózy. Podle zaměřené oblasti lze potlačit tremor, zpomalenost a omezení pohybů (bradykineze), rigiditu, a především polékové mimovolní pohyby (dyskineze). Tento přístup je ale celkově poměrně nebezpečný vzhledem k možnému poškození vedlejších oblastí mozku. [8]

2.6.2.2 Chirurgická hluboká stimulace mozku (DBS)

Tento terapeutický přístup je šetrnější a nedochází při něm k cílenému poškození ale naopak k cílené stimulaci. Lze jím léčit mnoho příznaků spojených s PD, jako například třes, tuhost, zpomalený pohyb a potíže s chůzí. Stimulace je prováděna elektrodou vysílající nízkonapěťový signál o frekvenci nad 100 Hz a musí být provedena na milimetr přesně buď v subthalamickém jádře nebo vnitřní části Globus Pallidus. K přesnému zacílení elektrod se opět využívá stereotaktické metody. Tato technika umožňuje snížení nerovnováhy v obvodech motorických bazálních ganglií. Postup je stejně efektivní pro pokročilé pacienty s PD i pro rané motorické komplikace. Mezi rizika tohoto postupu patří krvácení do mozku a infekce. Pacienti nereagující na léčbu karbidopou-levodopou nemusí mít prospěch ani z hlubkové stimulace mozku. [1], [8]

2.6.3 Buněčná terapie

Buněčná substituční léčba PD s dopaminergními neurony, je považována za nejslibnějšího kandidáta na obnovu nigrostriatálního dopaminergního neuronového přenosu. Probíhající výzkum u lidí s Parkinsonovou chorobou se zaměřuje na transplantaci upravených buněk i s indukovanými pluripotentními kmenovými buňkami (iPSC) do pravé části mozku. Studie ukazuje, že astrocyty, typ buněk, které podporují jiné mozkové buňky a nejsou ovlivněny Parkinsonovou chorobou, mohou být přeměněny na buňky produkující dopamin v mozku. Problémy této metody jsou spojeny nejen s nežádoucím vznikem teratomů (nádorů), ale i s etickými otázkami spojenými s tímto přístupem a klinickým využitím této metody. Další typ buněk uvažovaných pro možné terapeutické využití k léčbě pacientů s PD jsou lidské neurální kmenové buňky (hNSC). Výzkum této léčebné buněčné terapie stále probíhá a jeví se zatím jako velmi perspektivní z hlediska efektu, avšak etické otázky stále zůstávají. [1]

2.6.4 Genová terapie

Stále probíhá genetický výzkum Parkinsonovy nemoci, kde jsou odhalovány příčiny PD i genetické rizikové faktory projevu PD. V rámci výzkumů se studují i možnosti úpravy genů zodpovědných za familiární Parkinsonovu chorobu. V rámci genové terapie probíhá výzkum využívající virových vektorů, což jsou geneticky upravené viry schopné vniknout do buněk a zanést tam žádoucí geny.

V tomto případě by se pravděpodobně jednalo o geny tvořící enzymy regulující tvorbu dopaminu. Zatím je tato terapie testována na zvířatech, kde se ověřuje její účinnost i bezpečnost. Genová terapie je ale také silně eticky sporným přístupem. [1], [8]

2.6.5 Rehabilitační léčba

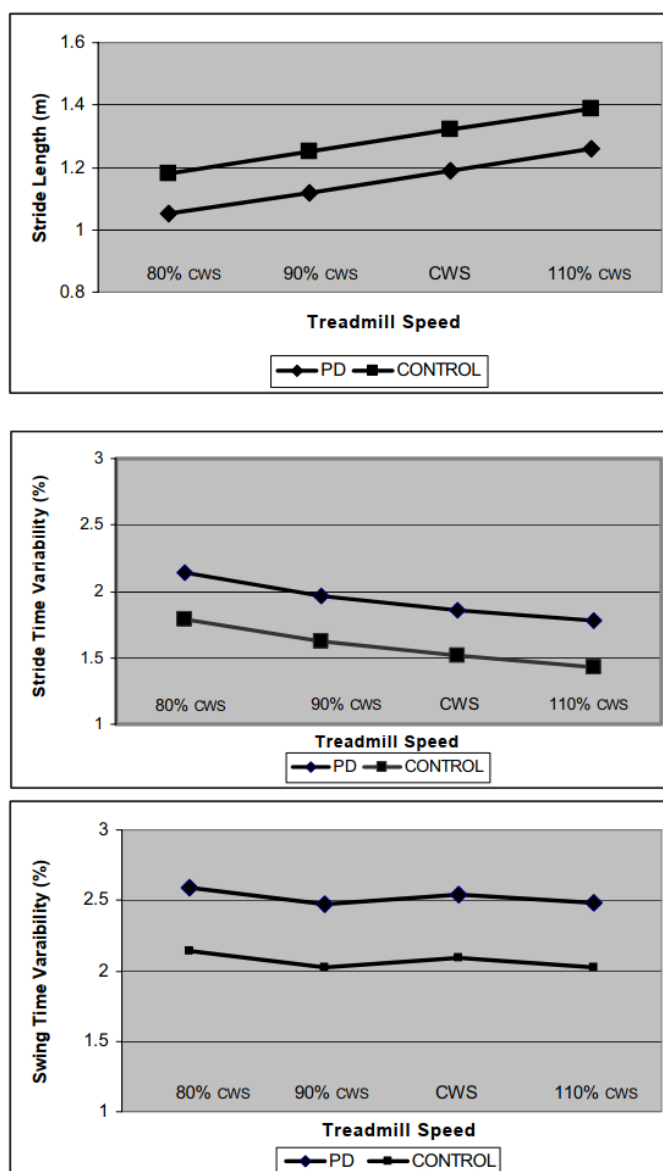
Je stejně důležitá jako léková terapie a značně pomáhá oddalovat nástup příznaků. Existují ucelené postupy a různá cvičení, která mají pacientům pomoci nejen sestavit, ale i držet pohybový režim a návyky. Rehabilitace není invazivní a její přínos je podstatný v rámci aktivního přístupu pacienta. [8]

2.6.5.1 Vliv zvyšování rychlosti a rytmu chůze

V rámci jedné studie nebyla použita žádná stimulace, ale byl sledován vliv rychlosti a rytmu chůze na variabilitu kroků u parkinsoniků. U parkinsoniků je obecně sledována zvýšená variabilita kroku, která může souviset se zvýšeným rizikem pádů nejen u lidí s PD, ale i u starších lidí obecně. Terapeutické přístupy využívající externí stimulace se snaží tuto variabilitu snížit. Dosud nebyl studiemí jednoznačně prokázán vztah mezi rychlostí chůze a variabilitou kroku. Měření v této studii probíhalo na rovném chodníku a běžeckém pásu, kde se stanovila rychlost dle dříve naměřené rychlosti na chodníku při „klidovém“ tempu („klidová“ rychlost, 80 %, 90 % a 110 %) a měřily se časové parametry chůze jako doba švihu a její variabilita a doba trvající krok a jeho variabilita. Testování bylo dvouminutové a měření probíhalo pomocí 8 snímačů svislé síly/zatížení umístěných v botě.

Tato studie porovnávala dvě demograficky podobné skupiny lidí (kontrolní skupina zdravých lidí a pacientů s PD) ve věku kolem 60 let s 60 % zastoupením mužů (podobné váhy a výšky). Omezením výsledků této studie je právě omezení v podobě srovnávaných skupin a zastoupených probandů.

Jedním z projevů patologického onemocnění PD je dysrytmie v chůzi. Z výsledků studie je patrné, že časovou variabilitu kroku mírně ovlivňuje rychlost chůze. Zvýšená variabilita doby švihu u PD je zjevně nezávislá na rychlosti chůze. Variabilita doby švihu je vyšší u PD než u kontrolní skupiny zdravých lidí. V této studii byl pozorován lineární vztah mezi rychlostí chůze a variabilitou doby kroku. Variabilitu doby švihu by bylo možné v případě potvrzení výsledků této studie považovat za nezávislý ukazatel projevu dysrytmie a nestability. [7]



Obr. 2.2: Závislost délky, časové variability kroku a švihů na nastavené rychlosti [7]

CWS značí rychlost při „klidovém tempu“ naměřenou při testování na chodníku.

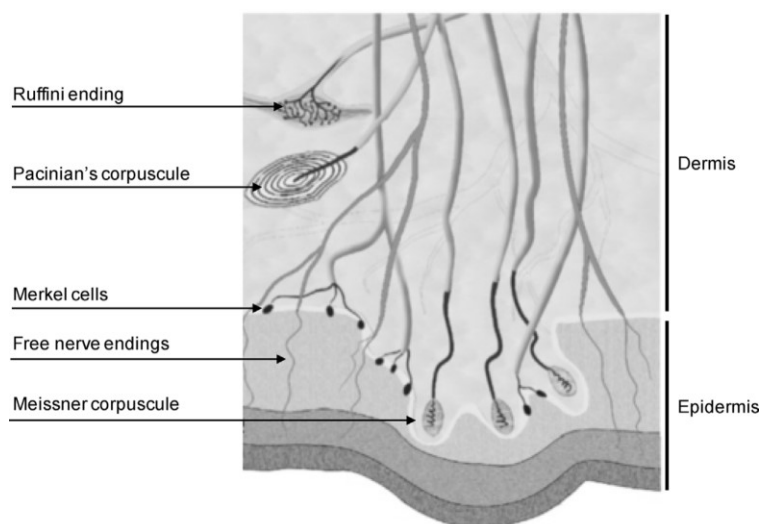
[7]

2.7 Terapeutické využití stimulace

Jak již bylo zmíněno dříve, PD má vliv na celkovou mobilitu včetně posturální kontroly a udržování rovnováhy. Za normálních okolností je posturální kontrola a udržení stability výsledkem neustálého podvědomého pohupování. Posturální regulace je založena především na kožním plantárním čítí. Vzniklo několik studií, které se zabývaly zlepšením kontroly rovnováhy pomocí zlepšení plantární kožní informace zvýšením citlivosti na senzorké podněty. [2]

Noha obecně představuje funkční celek a jeden z hlavních prostředků pro držení posturální kontroly a rovnováhy. Chodidlo pak působí jako přímé spojení mezi podložkou a tělem. Prostřednictvím chodidla a v něm obsažených mechanoreceptorů jsou získávány informace o změnách tlaku. Tyto informace jsou pak dále poskytovány zpětnovazebnému řízení zajišťujícímu posturální regulaci a kontrolu. Tyto informace jsou získávány nízkoprahovými mechanoreceptory, které si lze představit

jako volná nervová zakončení v kůži obvykle vyvinutá ve složitější tělíska. Receptory převádějí mechanické podněty/tlakové změny na bioenergetický signál vznikající důsledkem mechanické deformace buňky s následným otevíráním/zavíráním iontového kanálu. S jejich pomocí je člověk schopen rozpoznávat bolest (tlakovou), napětí či natažení. Jednotlivé třídy/tělíska se vzájemně liší svou adaptivitou na příchozí podněty a specifickou citlivostí na určitou oblast mechanických podnětů. Například Meissnerova tělíska reagují na lehký dotek a rychle se adaptují (vibrace kolem 50 Hz), Ruffiniho tělíska detekují tažnou sílu v hlubších vrstvách kůže, Merkelovy disky detekují trvalý tlak a Paciniho tělíska detekují rychlé vibrace (cca 200-300 Hz). [2], [3], [4], [5]



Obr. 2.3: Struktura kůže a znázornění podoby a rozmístění mechanoreceptorů [2]

Výsledkem plantárního vnímání je komplexní informace a velká citlivost na širokou škálu mechanických podnětů i rozlišení jejich intenzity. V reakci na toto smyslové vnímání je pak možné pomocí posturální svalů provést regulaci. Hustota zastoupení receptorů v jednotlivých oblastech chodidla se liší a hraje značnou roli při kontrole rovnováhy. Jedná se o jednodušší smyslové receptory. Vlivem vnějšího působení je možné do jisté míry ovlivnit jejich citlivost i celý systém posturální regulace. Vlivem různých patologií může být kožní citlivost silně ovlivněna. U starších lidí se může taktéž projevit snížená plantární citlivost a její důsledky. Specifickou stimulační aktivací receptorů je možné ovlivnit sensorické zpětné vazby z chodidel, což může mít pozitivní efekt například na redukci posturálního houpání u starších lidí a zlepšení parametrů chůze a stability u pacientů s PD. [2]

2.7.1 Vibrační stimulace

Vibrace se využívají k aktivaci nízkoprahových kožních aferentů. Působením vibrací je možné značně ovlivnit posturální chování celého těla, které mimovolně reaguje na informace z mechanoreceptorů. Následkem zkreslení těchto informací je podvědomá reakce a provedení různých prostorových náklonů ve snaze o „vyrovnání“ a udržení rovnováhy. [2]

Aplikace podprahových vibrací na chodidla zlepšuje rovnováhu při stání u zdravých lidí, starších dospělých a subjektů s diabetickou neuropatií, o čemž svědčí snížení posturálního výkyvu. Nadprahové vibrace aplikované na chodidla ovlivňují posturální výkyvy, kdy se velikost a rychlost výkyvu zvyšuje s vyššími frekvencemi. Aplikace vibrací na chodidlo způsobuje malé, ale konzistentní snížení výskytu signálů svalové sympatické nervové aktivity.

Aktivace kožních receptorů mechanickými vibracemi určitých oblastí chodidla:

- Vyvolává specifické a předvídatelné posturální reakce
 - Zlepšuje kontrolu rovnováhy snížením posturálních výkyvů
 - Moduluje eferentní autonomní reakce během posturálních výzev
- [2]

2.7.2 Elektrická stimulace

Posturální mechanismy jsou závislé na informacích ze specializovaných kožních mechanoreceptorů. Elektrická stimulace plantárních kožních aferentů vede k vysoce organizovaným topografickým účinkům na svalovou aktivitu. U svalových odpovědí byly pozorovány závislosti na lokalizaci a intenzitě.

[2]

2.7.3 Neelektrická pasivní stimulace

Senzorická zpětná vazba z chodidel může být usnadněna neelektrickou stimulací plantárních mechanoreceptorů, jako jsou různé plantární masáže nebo použití strukturovaného povrchu. Několik studií potvrdilo, že změny tlaku pod podpůrnými body chodidel mají vliv na posturální reakce. Lze předpokládat, že materiál, tloušťka, tvrdost podrážek a vložky v obuvi mohou do jisté míry ovlivňovat posturální kontrolu.

[2]

Jedna studie se zabývala hypotézou, že typické patologické motorické příznaky u pacientů s PD nebo RS mohou souviset se senzomotorickým deficitem a sníženou citlivostí chodidla. Právě snížená citlivost má za následek i zvýšené riziko pádů. V rámci této studie byl testován vliv neelektrické pasivní stimulace pomocí texturovaných vložek na parametry chůze, jako posturální kývání, sníženou rychlost chůze, délku kroku apod. Studie měla za cíl zvýšit senzomotorickou reakci a kompenzovat sníženou citlivost chodidel způsobenou onemocněním. V této studii byly použity vložky s různými vzory pro zkoumání vlivu textury na rovnováhu a posturální kontrolu. Závěrem nebyl poskytnut statisticky významný důkaz potvrzující hypotézu o efektu texturovaných vložek na zlepšení parametrů chůze či posturu. Obecně tedy nebylo sledováno významné zlepšení v měřených parametrech a nebyl tedy prokázán pozitivní vliv texturovaných vložek u pacientů s PD nebo RS. Naopak se ukázalo, že texturované vložky mají oproti hladkým vložkám spíše negativní vliv na parametry chůze.

[6]

3 Studie zaměřené na zmírnění projevů u parkinsoniků pomocí externí stimulace

3.1 Stimulace otevřenou a uzavřenou smyčkou

První studie se věnuje posouzení vlivu stimulace otevřenou nebo uzavřenou smyčkou na zlepšení otáčení a rigidity u parkinsoniků. Poruchy otáčení jsou u Parkinsonovy choroby (PD) běžné a mohou vyvolat zmrzení chůze tzv. freezing (FoG). V rámci této práce byla zkoumána okamžitá účinnost stimulace v otevřené a uzavřené smyčce na charakteristiky otáčení u lidí s PD. Otáčení je jeden z nejsložitějších motorických úkonů, který může způsobit FoG. Externí stimulace má terapeuticky doplňovat léčbu medikamentózní, pomáhat zmírňovat deficity chůze a bránit výskytu FoG.

Externí stimulace obecně zahrnuje časové a prostorové podněty, které svým působením usnadňují opakované pohyby. Sluchové, vizuální a hmatové signály se často používají ke zmírnění poruch chůze u PD. Podněty, jako tleskání rukou, vojenský pochod nebo vizuální stimuly umístěné na podlaze mají často zmírňující účinek na FoG. Podněty se používají spíše v otevřené smyčce (konstantní rytmický stimul) než v uzavřené smyčce (přerušovaný stimul nastavený například na chůzi). Vizuální podněty s otevřenou smyčkou (laserové paprsky, Google Glasses) mají okamžitý účinek na chůzi a kvalitu života. Podobný efekt mají i sluchové podněty s otevřenou smyčkou, které zlepšují charakteristiky otáčení (počet kroků, rychlost a počet otáček) stejně jako FoG. Většina studií sleduje pozitivní účinky stimulů v krátkodobém horizontu, ale je zde silná závislost na profilu onemocnění. Chybí i důkazy, že by podněty s otevřenou smyčkou měly dlouhodobé pozitivní účinky na chůzi u osob s PD.

Nedávno byla vyvinuta nová stimulující zařízení s uzavřenou smyčkou, která spadají mezi nositelné technologie a poskytují probandům cílenou zpětnou vazbu o určitém motorickém výkonu. Tato zpětná vazba činí systémy s uzavřenou smyčkou výhledově prospěšnější. Na základě informací ze systému může dojít k dlouhodobému učení motorických dovedností nahrazujících chybějící senzorické signály a zvýšení adaptivní mozkové plasticity. Nedávné studie ukázaly prospěšnost této cílené zpětné vazby ve vztahu k chůzi pacientů s PD.

Existuje stále více důkazů, že nedostatečná integrace senzorických vstupů a vadná propriocepce má zásadní význam u FoG. Většina pacientů s FoG nemá potíže s plazením nebo jízdou na kole a vleže mají jen malé nebo mírné obtíže s napodobováním krokových pohybů. Je možné usuzovat, že FoG se vyskytuje při specifických podmínkách, kde propriocepce a posturální úpravy hrají významnou roli. Pro stimulaci uzavřenou smyčkou byl použit systém VibroGait, což je nositelný systém. Zařízení dodává stimuly na zápěstí při klidové fázi chůze (stoj). Řídící jednotka detekuje prostřednictvím gyroskopu, když je noha na zemi a aktivuje stimulační jednotku pro generování vibrací. Vibrační jednotka pracovala s frekvencí 200 až 300 Hz. Intenzita vibrací je obdobná jako u mobilního telefonu pracujícího ve vibračním režimu. Pro stimulaci otevřenou smyčkou byl použit zvukový tón vydávaný přenosným reproduktorem. Subjekty měly synchronizovat každý krok s průběhem metronomu, u kterého si měli sami zvolit rychlost.

Studie prokázala výrazné zlepšení v určitých parametrech při použití stimulace s otevřenou smyčkou (metronom) i s uzavřenou smyčkou (hmatový feedback). Zlepšila se kvalita otáčení a pozitivně

byla ovlivněna i rigidita. Probandi vnímali zařízení pozitivně i vzhledem k účinnosti. Prokázalo se výrazné snížení závažnosti FoG, což dokazuje pozitivní vliv obou typů stimulací. Stimulace snížila počet otáček a průměrnou rychlost otáčení, ale výrazně zlepšila plynulost otáčení.

Stimulace s uzavřenou a otevřenou smyčkou byla podobně účinná při změně charakteristik otáčení a zmírnění FoG u lidí s PD. Oba přístupy přinášejí zlepšení, i když z dlouhodobějšího hlediska může stimulace s otevřenou smyčkou ztrácet na účinnosti na rozdíl od stimulace s uzavřenou smyčkou, kde se počítá s dlouhodobým efektem učení na základě zpětné vazby. V případě učení na základě zpětné vazby může být dosud automatické řízení chůze převedeno na dobrovolně vědomou kontrolu.

Obecně se ukazuje, že narušená motorická automaticnost u PD vlivem omezení senzorického vnímání vede ke snaze nahradit chybějící senzorické vjemy vědomou kontrolou pomocí jiných mechanismů. [9]

3.2 Vibrační stimulace svalů trupu

Další studie se zabývala rytmickou vibrační stimulací svalů trupu a jejím dopadem na chůzi a rychlost pacientů s PD. Vibrace aplikované na posturální svalové skupiny mají pozitivní vliv na posturu u pacientů s PD a stejně i u zdravých lidí. Díky účinkům vibrací došlo k posunu centra tlaku (těžiště těla) na chodidle. Na základě těchto zjištění a předchozích výsledků studií lze předpokládat možnost zlepšení chůze a výkonu vibračními vzory aplikovanými na konkrétní svalové skupiny. Pro aplikaci vibračních sledů byl vyroben bateriový systém skládající se ze dvou vibračních jednotek řízených řídící jednotkou. Systém umožňoval zvolení aplikované frekvence (v tomto případě 100 Hz) a vibrační sekvence. Vibrační sekvence byly aplikovány celkem na tři různé svalové skupiny. Problémem u vibrační stimulace je doprovodný zvuk, který může ovlivnit testování a celkově výsledky studií možným placebo efektem. U drtivé většiny probandů došlo v rámci testování ke zvýšení kadence kroků. Obecně ale nelze přesně objasnit princip působení vibrační stimulace, protože vibrace mohou působit na proprioceptivní regulaci nebo mohou mít prostý uvolňující účinek na stimulované svalové skupiny nebo se projevuje zcela jiný efekt. Při testování nebyla vibrační stimulace synchronizována s chůzí. Závěrem lze na základě výsledků studie konstatovat, že střídavé vibrace paraspinálních svalů zvyšují rychlost chůze zvýšením kadence a délkou kroku u pacientů s PD. Tyto účinky jsou podobné nebo větší v porovnání se zdravými jedinci. Obecně je tedy možné využít tuto techniku pro zlepšení výkonu chůze. Je třeba provést další testování vibrační stimulace při různých frekvencích a případně otestovat efekt synchronizace s chůzí a celkově vyvrátit možnost placebo efektu a prokázat účinnost metody. [10]

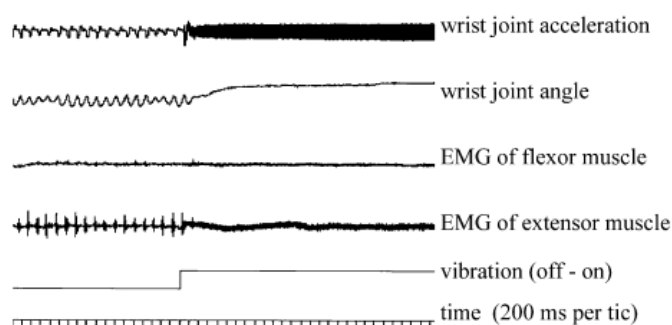
3.3 Vibrační proprioceptivní stimulace svalových šlach

Následující studie se věnuje ovlivnění parkinsonského třesu pomocí vibrační proprioceptivní stimulace. Třes, ať už fyziologické nebo patologické povahy, ovlivňuje řada faktorů a podílí se na něm jak centrální, tak i periferní mechanismy. Pomocí stimulace periferních nervů došlo ke změně fází třesu. Nedávno byla demonstrována elektrická stimulace aplikovaná na antagonistické svaly k efektivnímu zastavení třesu.

Proprioceptivní stimulace svalových šlach (MV) vibracemi vede k aktivitě svalového vřetena až do frekvencí kolem 120 Hz. Byly nalezeny evokované kortikální potenciály v reakci na dlouhodobé MV. MV může vyvolat motorické iluze a kompenzační antagonistickou aktivaci svalů s pozitivním

dopadem na nežádoucí třes. PD je primárně součástí centrální motorické poruchy a do generování třesu může být zapojen centrální i periferní nervový systém. V rámci této práce bylo zkoumáno, zda vibrační stimulace ovlivňuje oba mechanismy nervového systému s možným dopadem na tremor u pacientů s PD.

U MV byly využity dva vibrační prvky, kdy oba prvky byly umístěny na předloktí. První stimulátor byl umístěn na straně radialis a druhý na straně ulnaris. Vibrační frekvence byla nastavena na 80 Hz s maximálním peakovým tlakem 2 kg/m² jako nejefektivnější kombinace. Toto experimentální nastavení bylo navrženo z důvodu zkoumání klidového třesu a ve snaze omezit sílu třesu na nejnížší možnou úroveň. Pohyby zápěstí byly následně měřeny goniometrem (měřidlo úhlů na těle) a akcelerometrem, který poskytoval lepší rozlišení dynamiky pohybu. Součástí bylo i měření EMG, jehož hodnocení probíhalo v počítačovém programu po samotném testování.



Obr. 3.1: Záznam působení vibrační stimulace na snímané parametry [11]

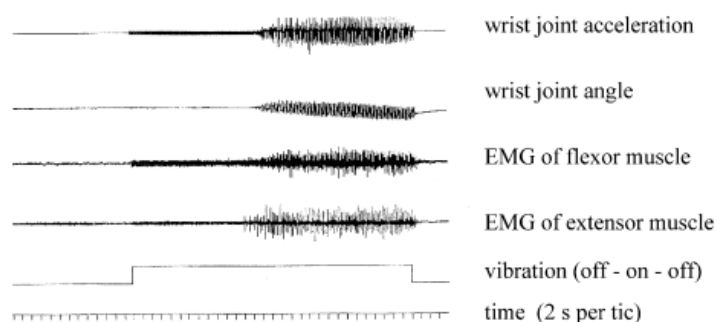


Fig. 4. Typical single trace showing tremor 'generation' by MV; details see Fig.1.

Obr. 3.2: Záznam z dlouhodobého působení vibrační stimulace [11]

U většiny případů, až na jeden, došlo k vymizení třesu krátce po spuštění stimulace s průměrnou latencí 2 s. Třes se obvykle po nějaké době vrátil (cca 13 s). Nebyl statisticky významný rozdíl ve frekvenci třesu a v amplitudě třesu. Výsledek této studie jasně ukazuje, že klidový třes je ovlivnitelný vibrační stimulací a inhibiční charakter MV na klidový třes byl prokázán.

Další analýza dat prokázala, že třes s malými amplitudami přetrvává. Zdá se, že účinnost metody je amplitudově závislá a může tedy působit jinak na různé druhy třesu. Pro pacienty s PD, kteří jsou postiženi silným časově stabilním třesem, nemusí být metoda účinná a inhibiční charakter metody se nemusí na třesu projevit. I přes to je znatelný vliv MV na frekvenci přetrvávajícího třesu.

Touto prací byl prokázán účinek MV na třes u PD, ale i zde je poukazováno na potřebu dalších výzkumů pro odhalení příčin třesu a působení stimulace. [11]

3.4 Synchronní vibrační stimulace

Další studie je již silně spojena s vlastním tématem práce, protože se zabývá efektem synchronizované vibrační stimulace v plantární oblasti na chůzi pacientů s PD. Ačkoli PD je primárně motorické onemocnění, hromadící se důkazy naznačují, že k parkinsonické chůzi (krátké směšovací kroky, pomalá chůze a zvýšená variabilita kroku) přispívá abnormální propiocepce a kinestezie. Pacienti s PD mají sníženou senzorickou citlivost chodidel a zhoršené vnímání polohy kloubu, pohybu a přesnosti pohybu. Předpokládá se, že nedostatečná integrace senzorických vstupů do Striata a defektní propioceptivní zpětná vazba jsou základem abnormální motorické kontroly pohybu u PD. Senzorická zpětná vazba je nezbytná pro posturální úpravy a usnadňuje kontrolu kompenzačních krokových reakcí. Kožní, kloubní a svalové mechanoreceptory poskytují nezbytné propioceptivní vstupy. Tlak na chodidlo aktivuje plantární mechanoreceptory, které zprostředkovávají posturální úpravu fází postoje během kroku. Mechanickou stimulací plantárních mechanoreceptorů lze narušit propioceptivní zpětné vazby a ovlivnit tak jejich roli při generování parkinsonské chůze. Podprahová stimulace má vliv na klidovou rovnováhu u zdravých probandů i u pacientů s cukrovkou či mozkovou příhodou. Účinek nadprahové stimulace je složitý a závisí na frekvenci, amplitudě a místě stimulace. Bylo zjištěno pomocí EMG, že stimulace přední části chodidla vede ke zvýšené reakci svalu Soleus s následným malým posunem těžiště dopředu a lehkým nakloněním vzad (kompenzace). Naopak stimulace zadní části chodidla nemá vliv na náklon těla, ale způsobuje oscilace těžiště.

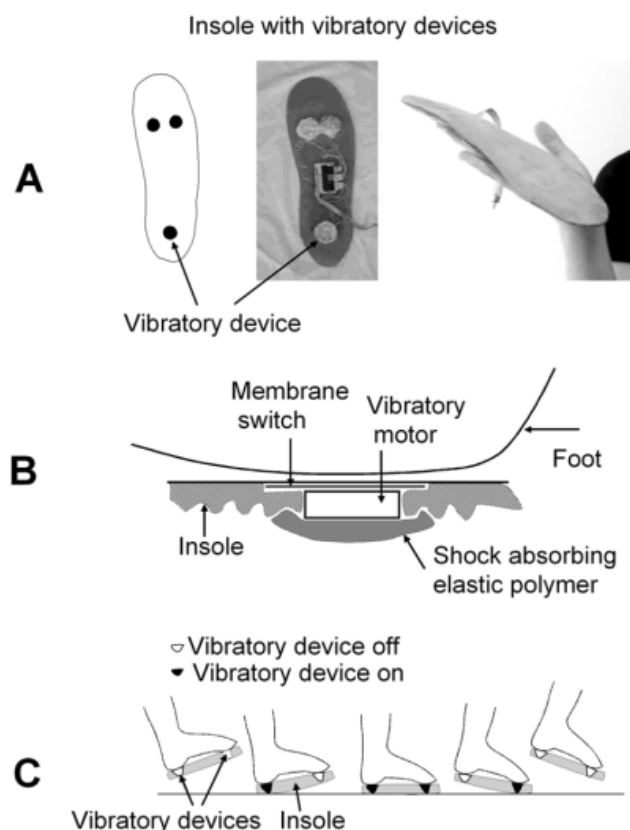


Obr. 3.3: Znáznornění aktivních posturálních svalů [21]

Předpokladem této studie bylo, že synchronizovaná vibrační stimulace chodidlových mechanoreceptorů s fázemi kroku má pozitivní vliv na chůzi u PD. Byl navržen systém, který synchronně aplikoval vibrační stimuly na chodidla. Stimulace byla synchronizována s fází došlapu, aby byla posílena propioceptivní informace během chůze u zdravých probandů i u pacientů s PD. Vibrační stimul byl dodáván pouze během fáze došlapu, ale ne během fáze švihů.

Navržený systém se skládal ze tří bateriově napájených vibračních zařízení (VD) skládajících se z mincového vibračních motorku Optec 2890W11 pracujících na frekvenci 70 Hz při 1,3 V

a průmyslového membránového snímače reagujícího na tlakovou sílu 350 g. Senzor byl připevněn na horní straně krytu motorku a společně s motorkem tvoří VD. VD jsou rozmístěny v rámci vložky do bot, viz Obr. 3.4 a každé je spínáno nezávisle na ostatních vlivem naměřeného tlaku. Zadní VD reaguje na dotek paty a přední VD pak reagují na zdvih prstů. Nezávislostí VD je zajištěna dílčí synchronní stimulace s fází kroku.



Obr. 3.4: Podoba realizovaného systému a navrhovaná funkce synchronní stimulace [17]

Při testování byly zaznamenávány údaje ze 4 silových senzorů na každé vložce. Primárním měřítkem výsledku byla variabilita kroku vyjádřená jako variační koeficient (CV). Dále se zaznamenával interval kroku (měřítko stability chůze), délka a trvání kroku, kadence, postoj, doba švihu a jejich příslušné variační koeficienty. Parametry chůze byly pro statickou analýzu zprůměrovány mezi pravou a levou nohou.

Synchronní vibrační stimulace chodidel zvýšila rychlost chůze a zlepšila variabilitu kroku u pacientů s PD. Kromě toho vibrační stimulace prodloužila interval kroku a délku kroku. Variabilita kroku rovněž poklesla v kontrolní „zdravé“ skupině. Variabilita kroku, která je důležitým měřítkem motorického výkonu a proměnlivosti chůze, byla obecně vyšší u subjektů s anamnézou pádů. Krokově synchronizovaná vibrační stimulace může stabilizovat chůzi u pacientů s PD snížením variability kroku.

Účinek stimulace pravděpodobně souvisí se zvýšenou proprioceptivní zpětnou vazbou. Lokomotorické vzorce jsou mimovolně regulovány zpětnovazebními smyčkami mezi proprioceptivními receptory a centrálními řídicími oblastmi mozku. Senzorická zpětná vazba je nezbytná pro řízení a přizpůsobení pohybu okolnímu prostředí. Vibrační zařízení fungovalo v jednoduchém režimu uzavřené smyčky, kdy byla umocněná zpětná vazba synchronizována s normální zpětnou vazbou generovanou snímáním plantárních tlaků během chůze. Tato synchronizace a zesílená proprioceptivní

informace může vést k pozitivnímu zmatení a silnějšímu vybuzení motorických center, jako například bazálních ganglií, a zlepšení parametrů chůze u postižených osob. Testování probíhalo jen na malé skupině probandů, takže nelze výsledky obecně vztahovat na celou populaci lidí trpících PD. Je třeba provést více testů na širším vzorku a případně potvrdit pozitivní efekt synchronní vibrační plantární stimulace. [17]

3.5 Synchronní vibrační stimulace s bezdrátovou komunikací

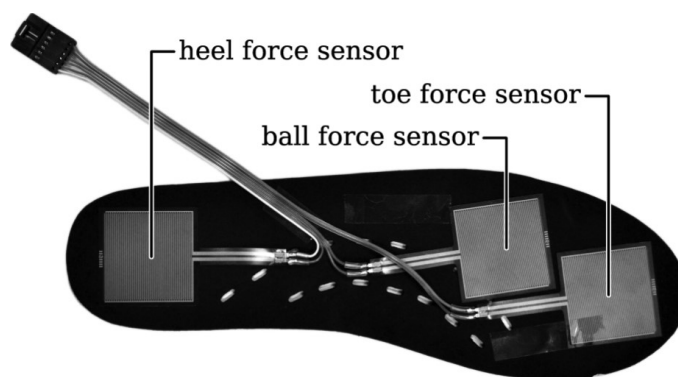
Poslední zpracovávaná studie v rámci této práce se zabývá obdobným tématem jako předešlá studie s tím rozdílem, že testování probíhalo pomocí jiného zařízení a na subjektech s rigiditou chůze nebo po hloubkové stimulaci mozku. Nové studie poukazují na účinnost neinvazivních stimulací například vizuální, sluchové nebo vibrační, které mají pozitivní dopad na chůzi pacientů s PD. Vizuální stimulace často spočívá v předem vyznačených intervalech kroků a sluchová stimulace často využívá hlasové povely nebo metronom. Účinnost takové stimulace ale časem klesá a ani jedna z uvedených stimulací není každodenně prakticky využitelná. Větší pozornost je proto věnována vibrační stimulaci, která je z hlediska aplikovatelnosti praktičtější a zároveň prokazuje pozitivní vliv na intenzitu třesu, ztuhlost, délku kroku, kadenci, rychlost i rovnováhu.

Navržený systém je zakomponován do bot do vody, které byly vybrány vzhledem k jejich flexibilitě a vlastnostem dobře přenášet vibrace.



Obr. 3.5: Konečná podoba realizovaného systému [18]

Systém zahrnuje celkem tři proměnné rezistory snímající sílu stlačení s maximem detekce cca 98 N a ty jsou umístěné u paty, klemby a špičky. Senzory jsou dostatečně odolné a pružné pro snímání fází kroku.



Obr. 3.6: Umístění tlakových silových senzorů [18]

Rezistory snímají sílu a spolu s dalším definovaným pevným rezistorem vytvářejí dělič napětí. Napětí na pevném rezistoru v obvodu se následně měří přes 10bitový AD převodník Arduina. Dále jsou součástí tři vibrační motorky C-2 od výrobce Engineering Acoustics Inc. Dva motorky jsou umístěny na patě a aktivují se při překročení naměřené síly 22,5 N na senzoru na patě. Motorek na špičce se pak aktivuje při překročení uvedené prahové hodnoty na senzorech v oblasti klenby nebo špičky. Při klidovém stoji jsou vibrační stimulátory deaktivovány, pokud běží sekundu současně. Opětovná aktivace je možná až po poklesu tlaku na jednom ze senzorů pod prahovou hodnotu. Celý systém je řízen Arduino 3 Mini Pro. Systém obsahuje i bezdrátovou komunikaci XBee pro propojení s počítačem. Díky této komunikaci je možné měnit některé parametry i bezdrátově. Před zahájením sběru dat je nutné boty vzájemně bezdrátově synchronizovat. Napájení každé boty je zajištěno dvěma Li-Pol bateriemi o 3,7 V a 1000 mAh. Obě baterie jsou zapojeny do série, takže poskytují 7,4 V pro napájení mikroprocesoru a h-můstku pro vibrační motorky. Při testování systém na bateriovém napájení vydrží asi 70 minut.

Celkem proběhlo testování na čtyřech probandech, kde dva byli zdraví a dva byli pacienti s PD, kdy jeden již podstoupil hloubkovou mozkovou stimulaci (DBS) a druhý trpěl FoG. Pro stimulaci byla využita frekvence 175 Hz.

Subjekt FoG vykazoval významné změny u všech měřených parametrů kromě času naměřeného při překročení prahové hodnoty tlakové síly na špičce a doby trvání kroku. Subjekt DBS vykazoval významné změny u všech měřitek kromě času měřeného při překročení prahové hodnoty síly (22,5 N) na patě a špičce. U zdravých jedinců se zlepšil poměr stoje k houpání, což poukazuje na zlepšení rovnováhy. U subjektu s FoG dále došlo k poklesu poměru stoje ke švihů, což je pozitivní a může to ovlivnit chvění při chůzi. Obecně došlo ke snížení variability poukazující na zlepšenou regulaci chůze. Oba subjekty s PD vykazovali po týdnu nošení zlepšení parametrů chůze a výsledků následných klinických měření. Tato studie byla omezena malým počtem testovacích subjektů, takže nelze výsledky zobecnit. [18]

3.6 Shrnutí rešeršních materiálů

Parkinsonova choroba je chronické onemocnění postihující přibližně 1 % populace starší 65 let. Projevy onemocnění jsou především motorické povahy. Patologické příznaky vznikají vlivem nedostatku dopaminu v motorických centrech mozku. Insuficiencí dopaminu, který má tlumící účinek, vzniká nerovnováha ve prospěch budivého transmiteru acetylcholinu. Nedostatek dopaminu je způsoben odumíráním dopaminergních mozkových buněk v Substantia Nigra.

Kromě medikamentózní léčby se studují i další léčebné postupy, které by mohly mírnit příznaky onemocnění. Bylo zjištěno, že motorické poruchy mohou souviset i s omezenou citlivostí a porušenou senzoryckou zpětnou vazbou z mechanoreceptorů podílející se na posturální kontrole a motorickém řízení. V zájmu zlepšení této zpětné vazby byly zkoumány různé způsoby externí stimulace, které měly pozitivní vliv na posturální a pohybové problémy u parkinsoniků.

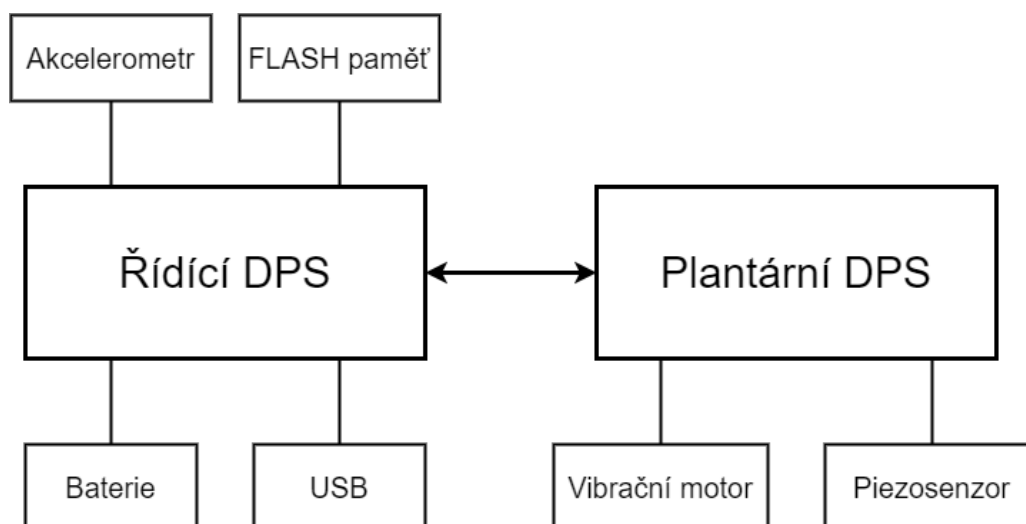
U pasivní plantární stimulace pomocí různě texturovaných vložek nebyl prokázán pozitivní vliv. Další studie se zabývala externí stimulací otevřenou a uzavřenou smyčkou s pozorovaným pozitivním efektem v obou případech. Stimulace otevřenou smyčkou představuje různé zvukové či zrakové podněty s důrazem na rytmicitu, která pomáhá zlepšovat parametry chůze u postižených osob. Stimulace otevřenou smyčkou ale není příliš praktická vzhledem k aplikaci v běžném životě a panují obavy, že postupem času tento typ terapie ztrácí na účinnosti. Stimulace uzavřenou smyčkou je reprezentována vibrační stimulací. Tento typ stimulace byl předmětem testování v různých studiích, kde se každá zaměřovala na jiné oblasti působení. Některé studie se zaměřily na svaly a šlachy, s jejichž pomocí stimulovali definované oblasti těla s pozorovaným pozitivním efektem na třes či posturu. Další studie se zaměřily na plantární vibrační stimulaci s cíleným působením na mechanoreceptory a s cílem zesílit plantární senzoryckou informaci. Všechny zpracovávané studie na téma vibrační stimulace prokazují pozitivní efekt této stimulace. Tento typ stimulace se považuje za perspektivnější vzhledem k praktickému využití v podobě speciálních vložek.

Terapeutické využití této metody spočívá v nahrazení některých poškozených motorických automatismů učenou vědomou kontrolou pomocí poskytované zpětné vazby ze stimulačního zařízení. Systém nejen že realizuje stimulaci, ale zároveň provádí měření a zaznamenává časové parametry chůze, s jejichž pomocí je možné pozorovat zlepšení či minimálně vliv stimulace na pohyb a zpětně může dojít k učení. Efekt vibrační stimulace závisí na místě působení, intenzitě a frekvenci vibrací. Zpracovávané studie se vesměs soustředily na samotný efekt vibrační stimulace za použití konstantních stimulačních podmínek (stejná intenzita i frekvence). Poslední dvě studie navíc s úspěchem využily synchronní plantární stimulaci s chůzí, která zvýšila efektivitu celého systému.

V rámci této práce je cílem vytvořit systém se synchronní stimulací schopný měřit definované parametry chůze. Snahou je vytvořit testovací prototyp, na jehož základě by bylo možné otestovat efekt vibrační stimulace na skupině probandů. Zařízení by mělo poskytnout dostatečné možnosti pro selekci zásadních vlastností případného produkčního zařízení a zároveň umožnit naměřit data pro posouzení vlivu vibrací o různých výkonech na mobilitu a posturální stabilitu testovaných osob.

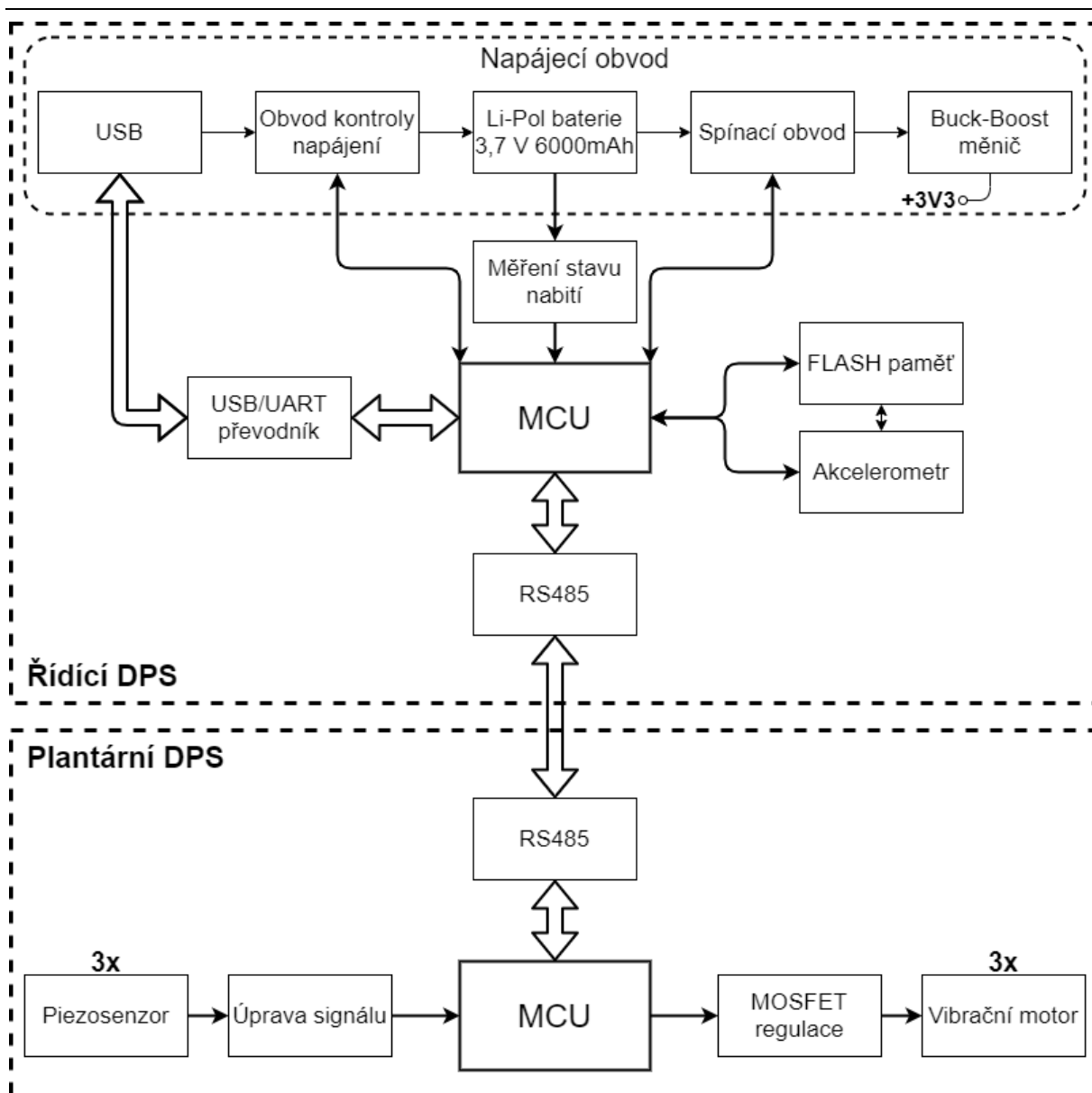
4 Návrh systému

Na základě informací získaných z rešeršních zdrojů, bylo možné získat povědomí o řešené problematice a následně navrhnout plantární systém pro synchronní vibrační stimulaci. V následujících částech práce je postupně uvedeno blokové schéma navrhovaného systému i konečná schémata jednotlivých částí. Navrhovaný systém by měl splňovat požadavky na bateriový nositelný systém s dostatečnou výdrží a efektivním působením. Cílem zařízení je zmírnění třesu a zlepšení pohyblivosti testovaných osob.



Obr. 4.1: Konceptní schéma

Na Obr. 4.1 je uvedeno konceptní schéma navrhovaného systému. Tento systém se skládá ze dvou hlavních částí. První část „řídicí“ obsahuje baterii zajišťující napájení celého systému, mikrokontroler, který zajišťuje sběr dat z periferií, kontrolu napájení a komunikaci přes USB s počítačem. Tento blok je umístěn v krabičce nad kotníkem. Druhá část, „plantární“, zahrnuje stimulační vibrační motorky, piezosenzory snímající stlačení a mikrokontroler řídící synchronní stimulaci a regulující výkon stimulace. Tento blok je zabudován do vložky od bot. Oba bloky jsou vzájemně propojeny pomocí vodičů a komunikují mezi sebou na standartu RS485.



Obr. 4.2: Blokové schéma

4.1 Obecný popis částí navrhovaného systému

4.1.1 Řídící DPS

4.1.1.1 Baterie Li-Pol

Tento typ baterie byl vybrán na základě výdrže, velikosti, nabíjecích a vybíjecích charakteristik, teplotní odolnosti, a především dobré cenové i fyzické dostupnosti. Li-Pol baterie jsou modernější a technologicky vylepšenou alternativou Li-Ion baterií. Zásadní rozdíl mezi Li-Ion a Li-Pol je v elektrolytu, kdy Li-Pol využívá pevný. Tato změna umožnila zvýšení bezpečnosti a snížení hmotnosti při zachování či dokonce zlepšení některých vlastností Li-Ion baterií. Díky pevnému elektrolytu je tento typ baterií dokonce mírně tvárný. V porovnání s ostatními typy baterií mají menší rozměry při srovnatelné kapacitě. Charakteristické napájecí napětí vybrané baterie je 3,7 V. Tato hodnota napětí s vybíjením klesá, což je možné využít při detekování úrovně nabití baterie. Samovybíjení není příliš

výrazné a udává se cca 5 % kapacity za měsíc. Pracují při teplotních podmínkách od -20 do +60 °C. Celková výdrž těchto baterií je odhadována až na 2000 nabíjecích cyklů. S postupem času poměrně výrazně ztrácí kapacitu (stárnou). Efektivní doba života se uvádí průměrně dva roky s tím, že baterie i poté plní svou funkci nicméně s horšími parametry. Pro prodloužení životnosti se doporučuje skladovat baterie v nabitém stavu, při provozu se pohybovat v rozmezí 30 až 90 % kapacity a aktivně baterie využívat. Velkou výhodou je absence paměťového efektu. [19], [22]



Obr. 4.3: Vybraná Li-Pol baterie 3,7 V/6000 mAh

Pro potřeby systému byla zvolena kapacita baterie 6000 mAh, která by vzhledem k odhadované spotřebě navrhovaného systému měla bezpečně zajistit fungování zařízení minimálně po dobu 12 h. Dle Tab. 4.1 byla rámcově odhadnuta celková maximální spotřeba systému v mAh, na jejímž základě byla vypočtena velikost potřebné baterie, viz rovnice (4.1), (4.2) a (4.3). S ohledem na životnost baterie se počítá s využíváním kapacity baterie maximálně v rozmezí 30 až 90 %, kde kapacita je detekována prostřednictvím AD převodníku mikrokontroleru sledujícího výstupní napětí baterie. Napětí baterie pak přímo odpovídá aktuálnímu stavu nabití. Záměrem je využívat průměrně 60 % kapacity baterie, což odpovídá vypočtené odhadované spotřebě při plném zatížení systému a zároveň je to šetrné vůči baterii a prodloužení její životnosti. Reálně bude výdrž baterie při používání systému s velkou pravděpodobností mnohem delší než požadovaných 12 h, přičemž bude velmi záležet na spotřebě/zátěži a aktuálním stavu/stáří baterie.

	Odběr prvku I_{part} [mA]	Množství	Celkový odběr I [mA]
Vibrační motorek	70	3	210
Mikrokontroler	20	2	40
Akcelerometr a flash paměť	20	1	20
Diody	4	8	32
Ostatní	10	---	10
Extrémní odběr [mA]			312
Maximální odběr [mA]			250

Tab. 4.1: Odhadovaný odběr prvků zařízení

V Tab. 4.1 jsou uvedeny nadsazené odhadované hodnoty proudových nároků jednotlivých prvků. Extrémní odhad odběru je hodnota, která by platila při činnosti všech komponent na maximální výkon v ten samý moment. Taková situace ale reálně nikdy nenastane. Maximální odhad je pak cca 80 % extrémního odhadu. Hodnota maximálního odhadu je stále mírně nadsazenou hodnotou, která by již mohla reálně platit při maximálním zatížení systému. Reálná odhadovaná hodnota odběru zařízení se pak bude pravděpodobně pohybovat někde v rozmezí 100-200 mA v závislosti na aktuálně používaných prvcích. V dalších výpočtech se pracuje s maximálním odhadem.

Výpočet a úvaha potřebné kapacity baterie:

$t = 12 \text{ h}$ - požadavek na minimální dobu funkce zařízení

$I_{\text{max}} = 250 \text{ mA}$ – hodnota odhadovaného maximálního odběru

$$12 \cdot 250 = 3000 \text{ mAh} \quad (4.1)$$

Minimální kapacita hledané baterie je 3000 mAh. V zájmu zvýšení životnosti baterie bude zařízení čerpat kapacitu baterie jen v rozmezí 30 až 95 %, tzn., bude využíváno pouze 65 % kapacity. Minimální velikost baterie lze následně vypočítat:

$$\frac{3000}{\frac{65}{100}} = \pm 4600 \text{ mAh} \quad (4.2)$$

Vypočtená hodnota je minimální hodnotou kapacity hledané baterie. Pro bezpečné splnění stanovené podmínky výdrže zařízení déle než 12 h byla nakonec vybrána baterie s kapacitou 6000 mAh. Tato baterie zajistí v ideálním případě funkčnost zařízení po dobu:

$$\frac{6000 \cdot 0,65}{250} = 15,6 \text{ h} \quad (4.3)$$

Celková uvažovaná aktivní funkční doba zařízení je odhadována kolem 15,6 h. Reálně by mohl být tento čas o něco delší. Předpokládá se, že skutečný odběr systému bude nižší, než se kterým probíhal výpočet.

4.1.1.2 Měření stavu nabití

Kapacita baterie je průběžně sledována mikrokontrolerem, který prostřednictvím ADC vstupu detekuje napětí baterie, které je upraveno pomocí napěťového děliče. Právě detekované napětí je přímo úměrné stavu/aktuální kapacitě baterie. Díky tomuto měření lze kontrolovat napájení a zajistit stabilní funkcionalitu systému. Na základě měření lze prostřednictvím mikrokontroleru chránit baterii před nadměrným vybíjením či přebíjením a zvýšit tak její životnost. Systém se v případě dosažení úrovně „vybití“ vypne a nebude možné jej spustit, dokud nebude baterie dobita.

4.1.1.1 Akcelerometr

Jako přídatný měřicí prvek může být na „řídící“ DPS umístěn akcelerometr LIS2DW12 od výrobce ST. Tento prvek může sloužit k snímání třesu nohy. Na základě naměřených dat by dle předpokladu, mohlo být viditelné drobné zlepšení v podobě menších závitů při stimulaci. Tento akcelerometr byl vybrán vzhledem k podpoře napájení +3,3 V, a především nízké spotřebě. Jedná se o velmi malý MEMS senzor komunikující nejen prostřednictvím I²C ale i SPI. Pro komunikaci s tímto prvkem se v rámci tohoto zařízení využívá SPI. Měření probíhá ve třech osách x, y a z s nastavitelnou citlivostí. Sensor by v tomto případě měl vykazovat dostatečnou citlivost pro detekci změn. Data z akcelerometru vyžadují poměrně citlivé zpracování právě s ohledem na snahu detekovat zlepšení v menších detekovaných kmitech/třesu, které je velmi zatíženo šumovým třesem vlivem citlivosti senzoru. Zapojení se v tomto případě řídí doporučením výrobce, kde jedinou podmínkou bylo umístění kondenzátorů ke vstupnímu napájení, kde figurují především jako lokální zdroje energie a tlumí výkyvy napájení. Akcelerometr již nebyl v rámci zadání požadován, nicméně k jeho implementaci do návrhu DPS bylo přistoupeno spíše s ohledem na možné budoucí využití při měření. Z důvodu komplikace spojené s dodávkami součástek nakonec nebyl akcelerometr vůbec dodán, a tedy ani osazen pro možné využití při měření, nicméně je pro jeho použití provedena příprava v návrhu DPS.

4.1.1.2 FLASH paměť

Při možném budoucím zapojení akcelerometru je nutné počítat s větším objemem dat a z toho důvodu je v rámci návrhu přidána FLASH paměť. Za tímto účelem byl vybrán prvek AT45DB641E o velikosti paměti 64 Mbit, což by mělo být dostatečné pro pokrytí záznamu z celodenního měření. Jedná se o paměť komunikující přes SPI a pracuje s rychlostí až 85 MHz. Nevýhodou tohoto typu paměti je poměrně velká spotřeba, která v tomto konkrétním případě dosahuje dle údajů od výrobce $I = 22 \text{ mA}$. Je nutné počítat s faktem, že při měření a ukládání dat vrostou celková spotřeba zařízení. Využití této paměti tedy bude mít vliv na rychlost vybíjení baterie.

4.1.1.3 RS485

Jedná se o komunikační rozhraní spadající pod half-duplex komunikace. Předností této komunikace je její poměrně velká odolnost vůči rušení a svým způsobem i jednoduchost zapojení (pouze dva vodiče). Vzhledem k half-duplexnímu režimu je umožněna komunikace pouze jedním směrem, a je tedy nutné mít předem určenou komunikační strukturu jednotlivých zařízení rozlišující „master“ a „slave“. U RS485 je nutné volit kompromis mezi rychlostí a délkou komunikace, nicméně rychlost je i při

poměrně velké vzdálenosti značná. Pro potřeby této práce, kde komunikace probíhá na malou vzdálenost, není potřeba tento kompromis výrazněji řešit.

4.1.1.4 LED signalizace a ovládání

Signalizace LED diod je přehledně znázorněna v příloze C, kde je uvedeno, jaké stavy LED značí, a kdy jsou jaké stavy aktivní. V defaultním stavu je primárně na řadě šesti zelených LED znázorněn aktuální funkční mód. Při stisku tlačítka č.2 po dobu < 2 s je zobrazena indikace stavu nabití baterie. Sestava tří LED je signalizační pro obvod řídící nabíjení baterie. Je zde mnoho kombinací, které signalizují různé stavy nabíjení a jsou popsány v přehledné tabulce v datasheetu řídícího prvku napájení. V případě, že nesvítí ani jedna LED, je systém napájen z baterie a nabíjecí management je odpojen. Obecně je pak při připojení externího zdroje napájení a nabíjení rozsvícena červená LED, která pak v kombinaci se žlutou (nabíjení) či zelenou LED (stav plného nabití) signalizuje stav nabíjecího cyklu baterie. Žlutá LED umístěná v blízkosti konektoru USB signalizuje stav komunikace a poslední druhá žlutá LED umístěná u tlačítka č. 1 signalizuje, zda je aktivováno měření či nikoliv.

Spolu s LED signalizací jsou ve stejné příloze C popsány funkce obou tlačítek, které slouží pro ovládání celého zařízení.

4.1.2 Plantární DPS

4.1.2.1 Piezoměniče

V rámci této práce byly pro detekci fází kroku vybrány piezoelektrické snímače. S jejich pomocí je možné na základě naměřených změn synchronizovat stimulační impulsy s jednotlivými fázemi kroku a zvýšit tak efektivitu celého systému.

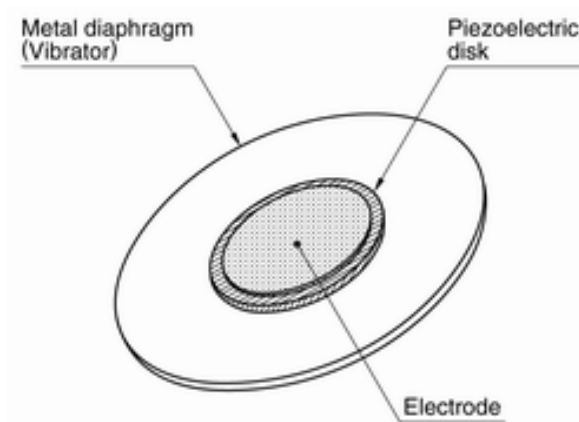


Obr. 4.4: Podoba použitého piezosenzoru [23]

Piezoelektrické snímače fungují na principu piezoelektrického jevu. Tento jev se vyskytuje u krystalů, u kterých při deformaci jejich krystalové mřížky vzniká elektrický náboj a potažmo měřitelné napětí. Při opačném piezoelektrickém jevu dochází vlivem aplikovaného napětí k deformaci. Piezoelektrický jev je velmi rozšířen a využívá se v mnoha aplikacích. Přímý piezoelektrický jev je například využitelný pro různá měření tlaků či zrychlení a nepřímý piezoelektrický jev se pak využívá například ve zdravotnictví a konkrétně v ultrazvukové technice, kdy je díky frekvenční deformaci generováno ultrazvukové mechanické vlnění.

Vybraný snímač v rámci zařízení řešeném v této práci pracuje na tzv. přímém piezoelektrickém jevu, kdy stlačováním struktury senzoru umístěného ve vložkách je měřeno napětí.

Vhodným rozmístěním senzorů tak lze detekovat fáze došlapu. Použitý senzor KBI-2734 má podobu disku o průměru větší kovové části - 27 mm. Kovový disk je většího průměru pro zajištění lepšího snímání tlaku v kolmém směru. Na tomto podkladě je umístěna funkční část z piezokeramiky. Tato vrstva je následně překryta kovovým materiálem pro vytvoření horní elektrody.



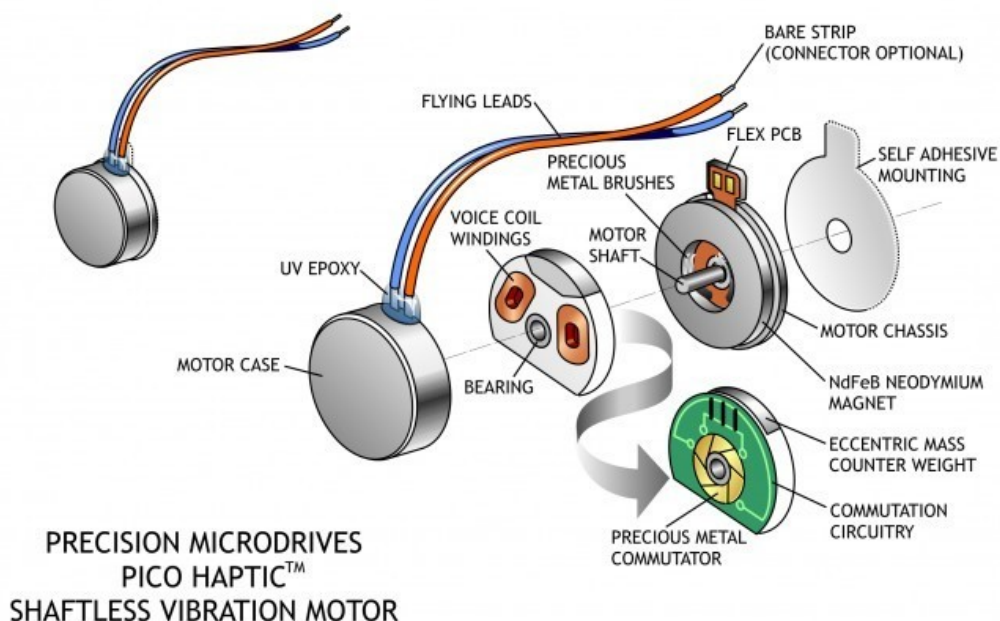
Obr. 4.5: Stavba piezosenzoru [24]

Propojení senzoru se systémem je následně zajištěno vodiči napájenými na elektrodách. Citlivost snímání se u piezokeramických materiálů s časem snižuje a tato degradace je rychlejší s vyšší teplotou. Je tedy nutné tuto vlastnost brát do úvahy a v případě návrhu dlouhodobé aplikace případně volit jiný typ materiálu, jako například monokrystalické materiály či tenkovrstvé piezoelektrické materiály.

[12], [13]

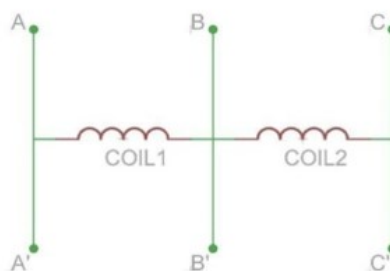
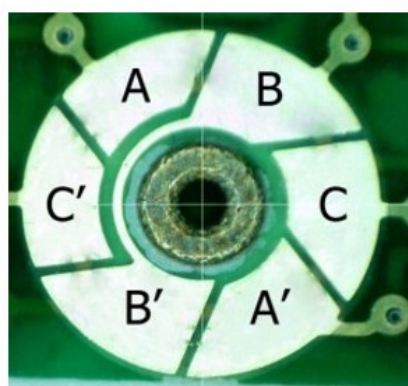
4.1.2.2 Mincové vibrační motorky

Jako budící prvky vytvářející vibrační stimuly byly vybrány tzv. mincové vibrační motorky. Těmto motorkům se také přezdívá ploché vibrační motory či palačinkové vibrační motory. Jejich název je odvozen od jejich kompaktních rozměrů (tloušťka obvykle 2 až 3 mm a průměr 8 až 12 mm) a pevného zapouzdření ve tvaru mince. Jejich kompaktní rozměry umožňují poměrně široké využití například v mobilních telefonech, chytrých hodinkách, hračkách, alarmech, různých medicínských aplikacích apod. Obecně je jejich aplikačním účinkem působení na haptickou zpětnou vazbu.



Obr. 4.6: Konstrukce mincového vibračního motoru [14]

Mincové vibrační motory obvykle spadají do skupiny motorů s výstřednou rotující hmotou (ERM). Kartáčové mincové vibrační motory se skládají z DPS s vnitřním otvorem pro hřídel a 3-pólovým komutačním obvodem. Rotor je složen ze dvou „kmitacích cívek“ a malé hmoty integrované do plastového disku. Na spodní straně plastového disku jsou umístěny dva kartáče, které se dotýkají komutačních plošek a dodávají energii kmitacím cívkám generujícím magnetické pole. Toto vytvořené magnetické pole následně reaguje s tokem generovaným statickým diskovým magnetem upevněným v motorovém krytu. Komutační obvod střídá směr pole pomocí kmitacích cívek, a to následně interaguje s páry pólů N a S zabudovanými v neodymovém pevném magnetu. Disk se otáčí a vlivem zabudované excentrické hmoty motor vibruje.

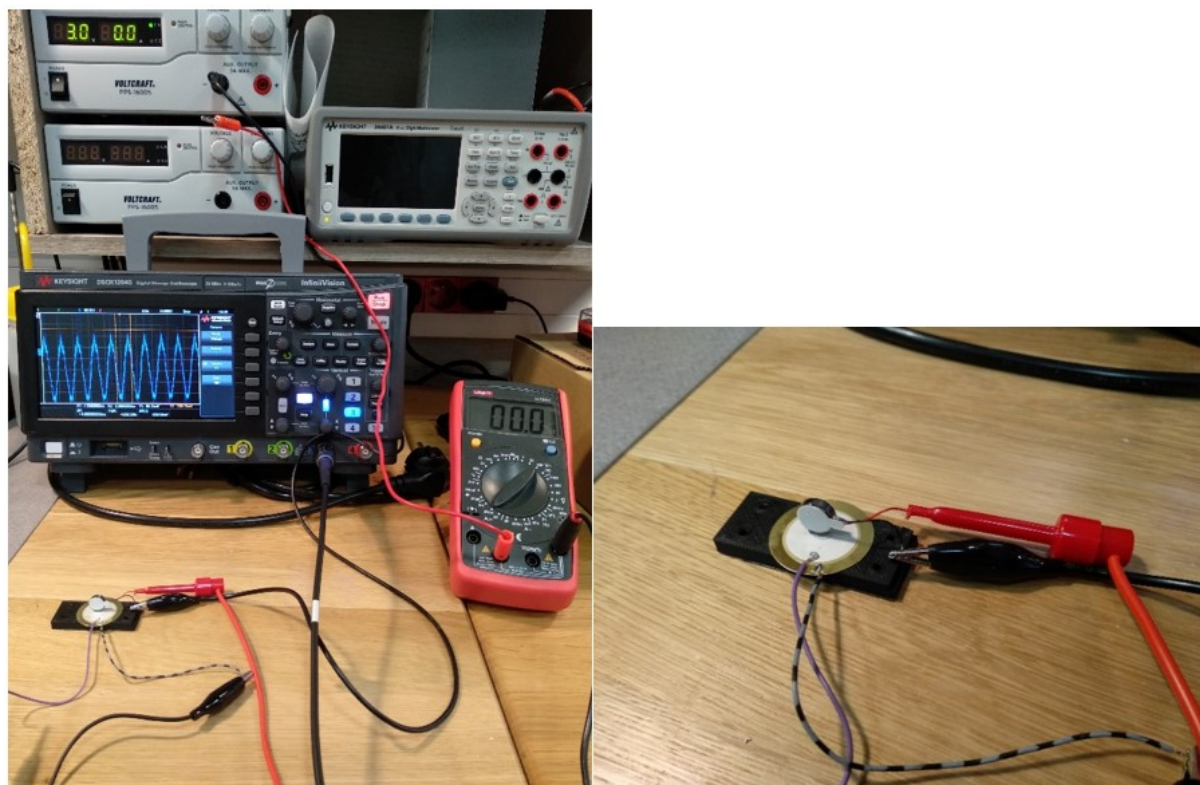


Obr. 4.7: Fyzické a schématické rozložení pólů v mincovém vibračním motoru [14]

V rámci realizace řešeného zařízení byly zakoupeny vibrační motorky od dvou výrobců. Oba výrobci ale uváděli pouze omezené specifikační údaje, proto bylo provedeno improvizované měření základních charakteristik, jejichž výsledky jsou součástí přílohy A. První typ A má přívodní drátky barvy

modrá/červená a výrobce uvádí ve specifikaci parametr 6000 RPM při napájení $U_S = 1,5V$. Druhý typ B má barevné drátky černá/červená a výrobce uvádí 12000 RPM při $U_S = 3,3 V$.

Na plastové podložce (Materiál ABS) byl gelovým sekundovým lepidlem přilepen piezoměnič KBI-2734 a na něj stejným způsobem přilepen i motorek, viz Obr. 4.8. Následně byly výstupy z piezoměniče připojeny na osciloskop, kde byla manuálně odečítána frekvence a napětí Peak-Peak značící intenzitu vibrací motorku. V zapojení byl připojen digitální multimetr UNI-T UT39C pro odečítání odebíraného proudu. Naměřené hodnoty byly zapsány do tabulky a následně vyneseny do grafů závislostí U_{p-p} a f na U_S , viz příloha A.



Obr. 4.8: Měřící sestava a improvizovaný měřící přípravek

Měření probíhalo na improvizované sestavě a je pouze orientační. Konstrukce měřícího přípravku a použité materiály silně ovlivňují měření, a proto nelze získané hodnoty považovat za zcela přesné, nicméně obecně lze vytvořené charakteristiky použít vzhledem k uvedeným závislostem a chování vibračních motorků pro potřeby návrhu.

Obvykle je jedním z mála uváděných údajů aplikovatelné napětí a charakteristické chování motorku při tomto napájení. O přesnosti tohoto udávaného parametru lze u některých výrobců značně polemizovat. Parametr má například formu 3,3 V/12000 RPM, což znamená, že při stejnosměrném napájení motorku 3,3 V je počet otáček motorku za minutu roven 12000. Z této dostupné informace je možné následně vypočítat frekvenci generovaných vibrací dle výpočtu uvedeného níže:

$$f = \frac{RPM}{60} = \frac{12000}{60} = 200 \text{ Hz} \quad (4.4)$$

Frekvence vibrací jsou spolu s intenzitou řiditelné napětím, což bylo zohledněno v návrhu zařízení. Nicméně v rámci navrhovaného systému se nepočítá s pevnou fixní frekvencí, ale počítá se s

určitými výkonovými módy. V rámci navrhovaného systému se provádí regulace výkonu/frekvence stimulace pomocí NMOS tranzistoru, který je řízen pomocí PWM modulace.

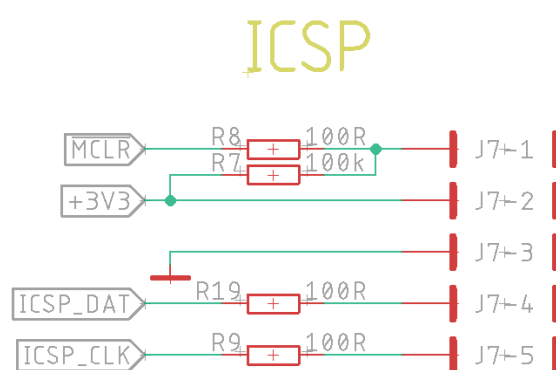
Nakonec byl pro realizaci systému vybrány mincové vibrační motorky typu A v levé vložce a druhý typ B pak v pravé vložce. Naměřené charakteristiky jsou uvedeny v příloze A. [14], [15], [16]

4.2 Schéma zapojení

4.2.1 Společné prvky obou DPS

4.2.1.1 ICSP – sériové programování

Jedná se o způsob programování logických obvodů, který primárně využívá výrobce Microchip pro konfiguraci PIC zařízení. Touto cestou je možné přímo přehrávat paměť některých programovatelných čipů a provádět změny firmwaru. Je možné provést přeprogramování prostřednictvím sériového protokolu již osazených mikrokontrolerů. Tento přístup je univerzálnější a mnohem přístupnější pro případné odlaďování konkrétního aplikovaného firmwaru přímo v kombinaci s periferiemi na DPS.

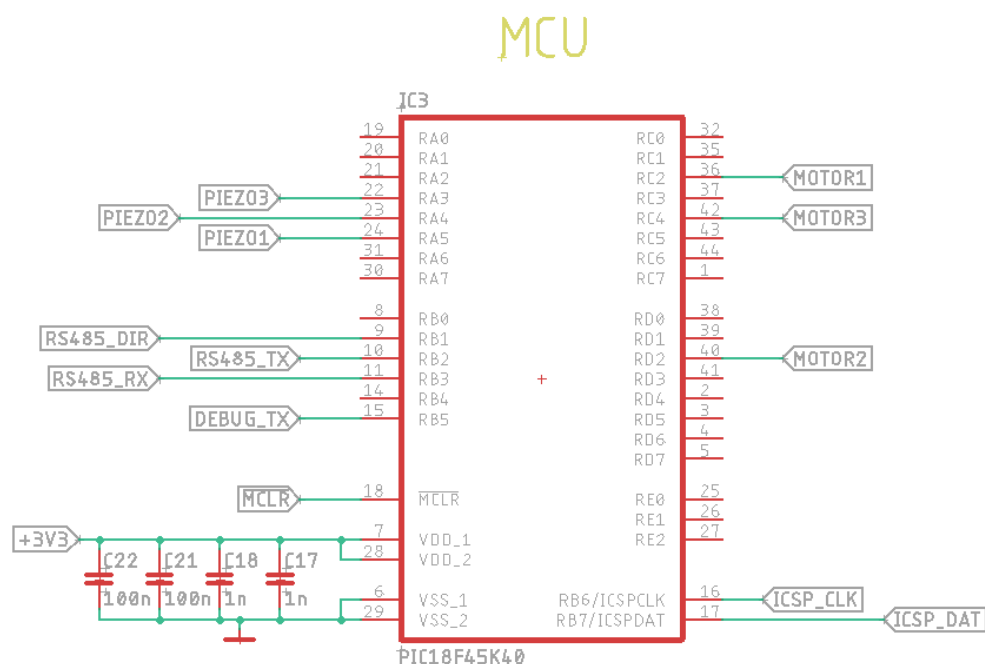


Obr. 4.9: Schéma zapojení ICSP

Jelikož se jedná o přímé vstupy mikrokontroleru, jsou zde umístěny omezovací rezistory pro potřeby ochrany vstupních pinů před nadproudy. Hodnoty rezistorů jsou stanoveny na základě zkušeností empiricky. Negovaný pin MCLR má funkci externího resetu a defaultně je tedy nastaven pomocí pull-up rezistoru na logickou úroveň „H“. Při opačné logické úrovni dojde k resetu mikrokontroleru.

4.2.1.2 Mikrokontroler

Pro potřeby plantární DPS byl vybrán 8-bitový mikrokontroler PIC18F45K40 od firmy Microchip. Tento čip splňuje požadavky na rychlost, velikost paměti, počet potřebných pinů apod. pro správnou funkci DPS. Jeho výhodou je poměrně dobrá dostupnost a možnost programování prostřednictvím ICSP. Zároveň obsahuje 10-bitový AD převodník pro převod generovaného napětí piezoměniči na zpracovatelnou digitální hodnotu. Další popis a informace lze nalézt v datasheetu tohoto prvku. Tento mikrokontroler zajišťuje součinnost stimulace a detekce. Současně s tímto řízením zajišťuje komunikaci a přenos dat prostřednictvím RS485 v plantární DPS. V řídicí desce pak zajišťuje kontrolu nabíjení baterie, napájení systému, komunikaci s druhou DPS a prostřednictvím USB i s PC. Dále zajišťuje celkové ovládání zařízení a data management.

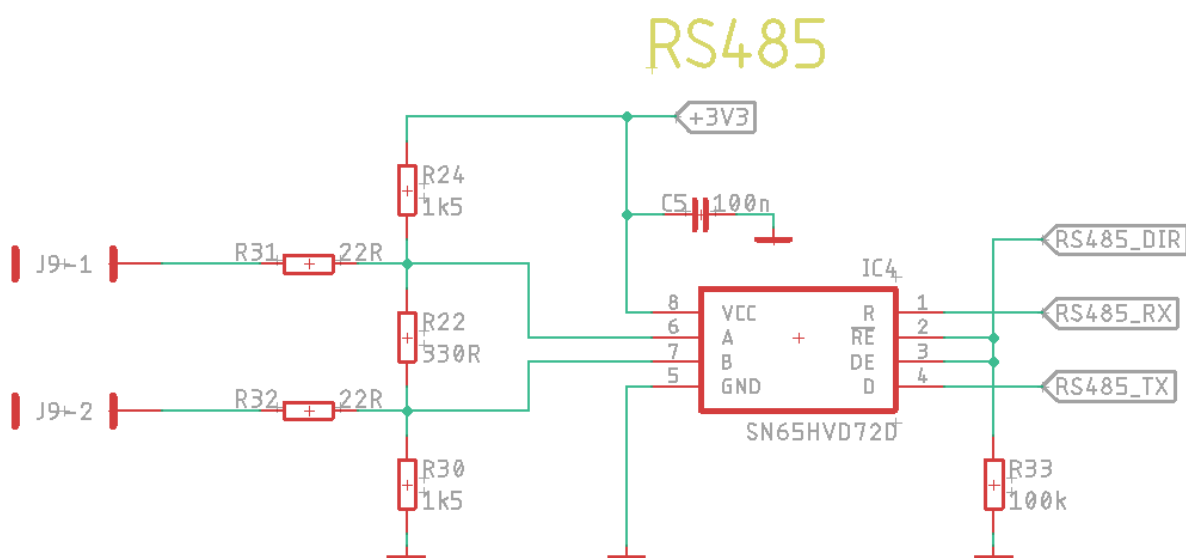


Obr. 4.10: Schéma zapojení mikrokontroleru PIC18F45K40

Mikrokontroler je napájen +3,3 V a pro zajištění stabilního napětí jsou blízko napájecích pinů umístěny lokální zdroje energie v podobě kondenzátorů, jejichž kombinací hodnot je dosaženo celkové kapacity $C = 202 \text{ nF}$. Výsledná kapacita pokrývá nárazové výkonové odběry související s činností mikrokontroleru. Hodnota doporučená výrobcem je $C = 100 \text{ nF}$, nicméně z hlediska zajištění bezpečného stabilního napájení a funkce mikrokontroleru byla použita kapacita vyšší.

4.2.1.3 Komunikace – RS485

Tato část zajišťuje komunikaci plantární DPS s řídící DPS.



Obr. 4.11: Schéma zapojení čipu SN65HVD72D

Popisovaná část je založena na obvodu SN65HVD72D. Tento prvek zajišťuje převod informace na komunikační rámec sériové komunikace RS485.

Levá část schématu představuje vstupně-výstupní komunikační bránu pro vnější komunikaci. Na straně druhé desky je pak stejné zapojení pro vzájemnou komunikaci. Rezistory R31 a R32 mají funkci omezovačů proudu a chrání obvod proti možným naindukovaným proudům. Jejich velikost je dána empiricky vzhledem k napětovému úbytku/proudovému omezení a jejich vlivu na komunikaci. Rezistor R22 má funkci impedančního zakončení sběrnice. Jeho hodnota je běžně udávána na $R = 120 \Omega$ pro velké vzdálenosti, nicméně na krátkou vzdálenost, což je případ navrhovaného zařízení, lze v zájmu nižší spotřeby použít i větší hodnotu $R = 330 \Omega$. Sběrnice je při správně nastaveném zakončení mnohem méně náchylná na případné odrazy částí signálu. Rezistory R24 a R30 pak společně s rezistorem R22 nastavují pevné napětové úrovně pro vstupně-výstupní piny A a B, když neprobíhá komunikace. Tyto rezistory by měly zabránit nekontrolovanému zkreslení a detekování rušivého signálu v případě, že komunikace není aktivní. Jejich velikost je volena s ohledem na terminační rezistor R22 a konečné napětové úrovně. V tomto případě jsou napětové úrovně vypočteny, viz rovnice (4.5), (4.6) a (4.7).

Kondenzátor C5 má funkci lokálního zdroje energie. Tento kondenzátor se umísťuje do bezprostřední blízkosti součástky, aby se minimalizovala vzdálenost kvůli udržení minimálního kolísání napájecího napětí na obvodu a zajištění relativní stability napájení při náhlé vyšší spotřebě součástky. Jeho velikost $C = 100 \text{ nF}$ je vypočtena, viz rovnice (4.8) a (4.9).

Pravá strana pak slouží pro interní komunikaci, kdy piny R a D slouží pro přenos dat. Konkrétně pinem R prochází data přijatá a pinem D naopak data vysílaná. Rezistor R33 v tomto případě slouží jako pull-down a nastavuje obvod defaultně do přijímacího režimu, kdy negovaný RE je povolený, a naopak pin DE a vysílání je zakázáno. Přivedení logické úrovně „H“ na piny DE a negovaný RE je obvod přepnut do stavu vysílání. Pin DE tedy logickou úrovní „H“ přepíná obvod do vysílacího režimu, zatímco negovaný RE je tímto zakázán.

Výpočet pevných napětových úrovní na pinu A a B

$$R_{24} = R_{30} = 1,5 \text{ k}\Omega$$

$$R_{22} = 330 \Omega$$

$$U = 3,3 \text{ V}$$

$$I = \frac{U}{R_c} \quad R_c = R_{22} + R_{24} + R_{30} \quad (4.5)$$

Napětová úroveň na pinu A

$$U_A = (R_{22} + R_{30}) \cdot I \rightarrow U \cdot \frac{R_{22} + R_{30}}{R_c} = 3,3 \cdot \frac{1830}{3330} = 1,814 \text{ V} \quad (4.6)$$

Napětová úroveň na pinu B

$$U_B = R_{30} \cdot I \rightarrow U \cdot \frac{R_{30}}{R_c} = 3,3 \cdot \frac{1500}{3330} = 1,486 \text{ V} \quad (4.7)$$

V případě, že není komunikační sběrnice využívána, je na pinu A konstantní napětí $U_A = 1,814 \text{ V}$ a na pinu B je pak napětí $U_B = 1,486 \text{ V}$. Pevně nastavené napětové úrovně brání případnému falešnému vybuzení komunikace vlivem rušení. Vypočtené napětové úrovně musí mít

hodnotu větší/menší, než je maximální/minimální napětí logických úrovní při normální komunikaci. Napětí se musí pohybovat bezpečně v přechodovém nebudivém pásu 0,4 – 2,4 V (uvedeno v datasheetu součástky).

Výpočet velikosti „lokálního“ kondenzátoru

$\Delta U = 50 \text{ mV}$ – zvolená přípustná změna napájecího napětí

$I = 1 \text{ mA}$ – proud odebíraný obvodem při maximálním zatížení

$f = 250 \text{ kHz} \rightarrow \Delta t = \frac{1}{250 \cdot 10^3} = 4 \mu\text{s}$ – maximální funkční frekvence prvku \rightarrow doba změny

$$Q = U \cdot C \quad Q = I \cdot t \quad (4.8)$$

$$C = \frac{I \cdot \Delta t}{\Delta U} = \frac{1 \cdot 10^{-3} \cdot 4 \cdot 10^{-6}}{50 \cdot 10^{-3}} = 80 \text{ nF} \rightarrow 100 \text{ nF} \quad (4.9)$$

Konečná velikost kondenzátoru je volena vždy větší než vypočtená hodnota, aby bylo zajištěno, že velikost kondenzátoru bude dostatečná. V tomto případě bylo možné na základě výpočtu zvolit $C5 = 100 \text{ nF}$.

4.2.1.4 Propojení obou DPS

Propojení mezi oběma DPS, tedy „řídící“ a „plantární“ DPS, je zajištěno pomocí vyrobeného 4-žilového kabelu s koncovkou RJ11. Tímto kabelem je vedeno napájení +3,3V, zem (GND) a dále jsou dva vodiče vyčleněny pro komunikaci RS485. Obecně je spojovací vodič dlouhý cca 30cm. Celkový odpor tohoto vodiče je vypočítán, viz rovnice (4.12) a jeho hodnota činí $R = 0,038 \Omega$. Z tohoto parametru lze dopočítat ztrátové napětí na vedení, viz rovnice (4.13), kde výsledek je při uvažovaném maximálním proudovém zatížení $I = 250 \text{ mA}$ roven $U = 9,643 \text{ mV}$. Tyto ztráty jsou zanedbatelné a z hlediska návrhu nebylo třeba provádět dodatečné korekční opatření. Tento typ vedení byl vybrán z důvodu příhodného počtu žil, a především flexibilního provedení, což by mělo vést k příjemnějšímu užívání.

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S} \quad (4.10)$$

$$U = R \cdot I \quad (4.11)$$

Výpočet ztrát na vedení

$l = 30 \text{ cm} = 0,3 \text{ m}$

$S = 0,14 \text{ mm}^2 = 0,14 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$

$\rho_{Cu} = 0,018 \frac{\mu\Omega}{m} = 0,018 \cdot 10^{-6} \frac{\Omega}{m}$

$$R = \rho_{Cu} \cdot \frac{l}{S} = 0,018 \cdot 10^{-6} \cdot \frac{0,3}{0,14 \cdot 10^{-6}} = 0,038 \Omega \quad (4.12)$$

$$U = R \cdot I = 0,038 \cdot 250 \cdot 10^{-3} = 9,643 \text{ mV} \quad (4.13)$$

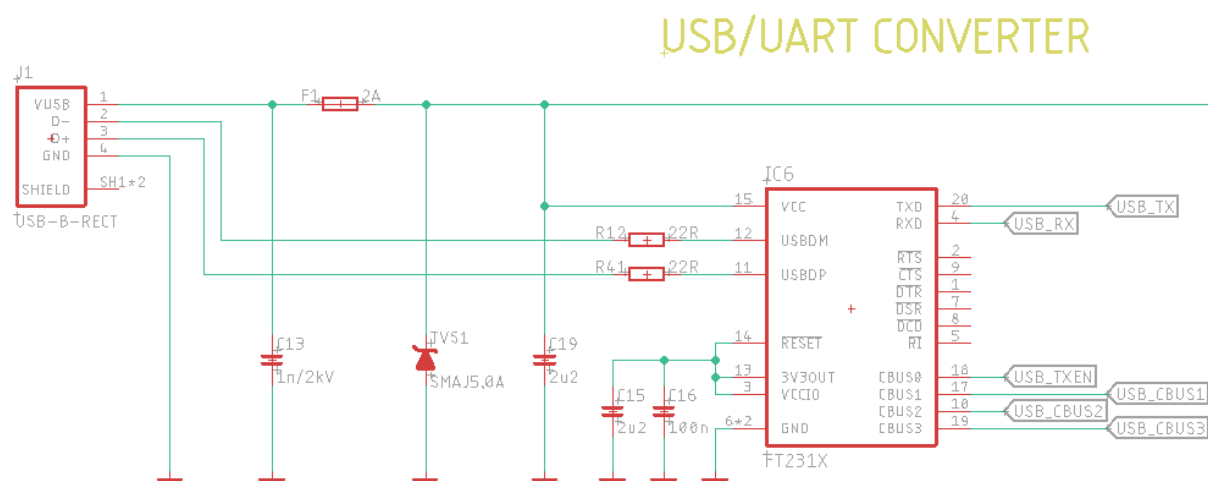
Ztrátové napětí vedení je $U = 9,643 \text{ mV}$. Tyto ztráty jsou z hlediska celkového napětí zanedbatelné a nevyžadují z hlediska návrhu žádnou korekci.

4.2.2 Řídící DPS

4.2.2.1 USB/UART převodník

Představuje komunikační a napájecí bránu pro celý systém. Prostřednictvím USB je možné zařízení nabíjet a vyčítat data. Systém obsahuje rozhraní USB-B 2.0, které je z hlediska rychlosti, napájení i po konstrukční stránce plně vyhovující. Tento typ konektoru byl vybrán z důvodu poměrně robustního provedení.

Pro komunikaci byl zařazen obvod FT231X od výrobce FTDI, který funguje jako převodník mezi USB sběrnici a komunikačním rozhraním mikrokontroleru komunikujícím prostřednictvím UART. Tento obvod přináší řadu vedlejších funkcí, které zahrnují například i možnost rozpoznání připojeného zdroje, což je výhodné pro nastavení nabíjení. Součástí je i implementovaný +3,3 V převodník pro potřebu vlastní komunikace. Primárně pak umožňuje mikrokontroleru komunikovat a přenášet data prostřednictvím USB, což celý systém zpřístupňuje uživateli, který může vyčítat data uložená systémem. Se systémem je možné komunikovat v prostředí terminálového softwaru (např. PuTTY), kam je možné zadávat definované příkazy, na které systém reaguje zasláním požadovaných dat. Příkazy jsou popsány v příloze, viz příloha D, kde je uvedena i ukázka jejich použití. Součástí této přílohy je i přehledný seznam zaznamenávaných dat, které je možné vyčítat.



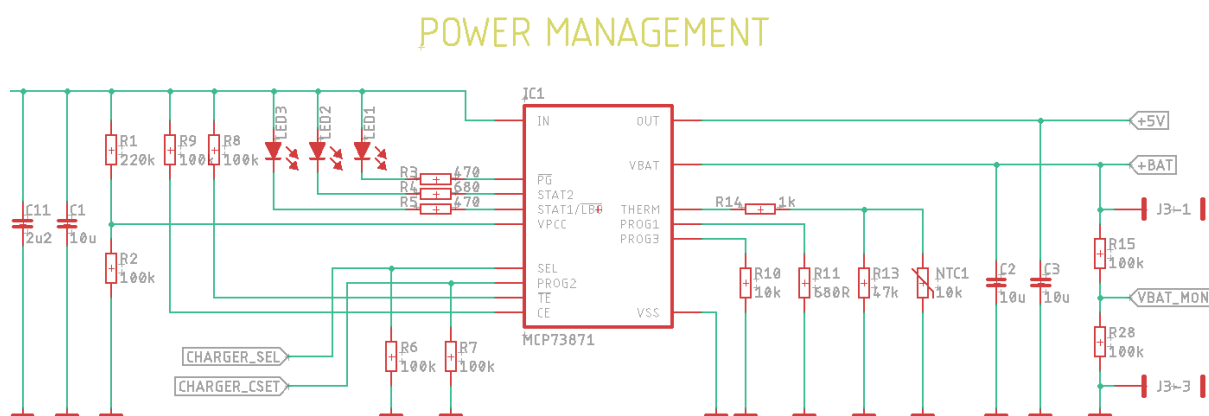
Obr. 4.12: Schéma zapojení USB/UART převodníku FT231X

Na začátku schématu je vstupní ochranná část celé „řídící“ DPS. Kombinace kondenzátoru C13 o hodnotě $C = 1 \text{ nF}$ a transilu/TVS diody chrání před ESD pulzy. Kondenzátor v tomto případě působí rychle a zpomalí nástup pulzu, dokud nezareaguje TVS dioda, která tento pulz bezpečně svede do „země“. TVS dioda SMAJ5.0A je určena pro ochranu obvodů napájených 5 V. Pro případ poruchy na DPS či zkratu je zde ochranná pojistka, která při dlouhodobém překročení (nadproudy) či krátkodobém intenzivním překročení (zkraty) definovaného proudu $I = 2 \text{ A}$ obvod odpojí od napájení a ochrání tak nejen uživatele, ale zabráni i případnému dalšímu poškození zařízení. Přetavení pojistky je nevratné a je nutné ji při poškození vyměnit, pokud byla příčina jejího zničení odstraněna a systém má být znovu uveden do provozu.

Zapojení samotného obvodu převodníku je pak provedeno dle doporučení výrobce. Na datových přívodech jsou umístěny rezistory o $R = 22 \Omega$, které mají sloužit jako ochrana vstupů obvodu vůči nadproudům. U přívodu napájení je umístěn kondenzátor o $C = 2,2 \mu\text{F}$ sloužící jako lokální zdroj energie a filtr zajišťující větší stabilitu vstupního napájení. Další kondenzátor o $C = 100 \text{ nF}$ je pak umístěn u výstupu implantovaného převodníku a má primárně kompenzační funkci.

4.2.2.2 Obvod kontroly napájení

Tato část zajišťuje kontrolu nabíjecího cyklu baterie. Především se jedná o regulaci nabíjecího proudu a celkově řízení nabíjecího procesu. Vzhledem k velikosti baterie 6000 mA byl vybrán obvod MCP73871, který je schopný nabíjet maximálním proudem až 1,8 A. Předpokládá se, že vstupní zdroj bude využívat standardní napětí 5 V. Vybraný obvod má řadu funkcí, které poskytují větší kontrolu nad nabíjecím cyklem baterie. Z hlediska napájení tato součástka umožňuje dva režimy napájení s ohledem na připojený zdroj, kterým může být USB port počítače nebo AC/DC adaptér. Obvod zároveň nabízí druhou napájecí větev, kterou je možné napájet systém souběžně s nabíjením baterie. Tato součástka je zapojena dle schématu na Obr. 4.13.



Obr. 4.13: Schéma zapojení prvku řízení nabíjení baterie a napájení MCP73871

Schéma zapojení lze rozdělit na dvě části, kde v první části jsou řešeny především vstupy a ve druhé pak regulace výstupního nabíjení. Prvními prvky jsou kondenzátory C11 a C1, jejichž celková kapacita $C = 12,2 \mu\text{F}$ splňuje doporučení výrobce, který dle datasheetu pro správnou funkci obvodu radí použít kondenzátor o minimální hodnotě kapacity $C = 4,7 \mu\text{F}$. Tyto kondenzátory mají vliv na stabilizaci a omezení kolísání vstupního napájení. Rezistory R1 a R2 tvoří napěťový dělič pro vstupní pin VPCC, kde je nastaveno fixní napětí $U = 1,23 \text{ V}$, při jehož překročení směrem k $U = 0 \text{ V}$ dojde k regulaci nabíjecího proudu. Napětí na pinu je skrze dělič přímo vázané na vstupní napětí, což znamená, že při poklesu napětí na vstupu $U_{\text{in}} = 3,936 \text{ V}$, viz rovnice (4.14), dojde ke zmíněné regulaci proudu. Výsledkem nastavení tohoto pinu je další ochrana baterie při nabíjení. Piny STAT1 a STAT2 slouží k indikaci různých stavů při nabíjení. Přehledná tabulka je součástí datasheetu obvodu. Zjednodušeně LED na STAT1 značí nabíjení a STAT2 pak stav „nabito“. LED připojená na pinu PD pak signalizuje nějaký problém při nabíjení jako tepelné přehřátí, nedostatečnost připojeného zdroje napájení apod. S ohledem na maximální přípustné proudy použitých LED diod jsou použity sériově zapojené rezistory $R = 470 \Omega$ pro žluté a červené LED. Vybrané zelené LED umožňují nižší proudy, a proto se používají omezující rezistory o $R = 680 \Omega$. Hodnoty proudů LED diod jsou pak uvedeny, viz rovnice (4.15) a (4.16). Vstupní piny CE („charge enable“) a negovaný TE („timer enable“) jsou prostřednictvím pull-up rezistorů R9 a R8 defaultně nastavovány na logickou úroveň „H“, což znamená standardní povolení

funkce nabíjecího managementu prostřednictvím pinu CE a zakázání interního timeru TE. Piny SEL a PROG2 jsou pak defaultně nastaveny pomocí pull-down rezistorů R6 a R7 na logickou úroveň „L“. Pin SEL stanovuje charakter napájecího zdroje, kdy při logické úrovni „L“ (defaultní) obvod považuje zdroj za USB rozhraní počítače, které má omezené parametry na 5 V s maximálním odebíratelným proudem 500 mA. Při opačné logické úrovni pak obvod pracuje se zdrojem jako externí nabíječkou, která funguje na stejné napěťové úrovni 5 V, ale umožňuje mnohem větší odběr proudu (dnes obvykle nabíječky telefonů – 2 A). Pin PROG2 pak v kombinaci s pinem SEL nastavuje nabíjecí proud pro zdroj USB, kdy při logické úrovni „L“ nastavuje proud maximálně $I = 100 \text{ mA}$ a při „H“ pak $I = 500 \text{ mA}$, což je maximální přípustný proud počítačového USB portu. Oba piny jsou pak řízeny mikrokontrolerem, který může defaultní nastavení změnit, podle aktuálního připojeného zdroje, který rozezná na základě možnosti komunikace. Defaultní konfigurace předpokládá nabíjení z USB portu počítače proudem max. 100 mA.

Druhá část schématu pak ošetřuje samotný nabíjecí cyklus a výstup z obvodu power managementu. Pin OUT je druhá napájecí větev umožňující přímé napájení systému souběžně s nabíjením baterie, které zajišťuje pin VBAT. Při přímém napájení z pinu OUT je prakticky znemožněna funkce tlačítka vypínat a zapínat celé zařízení (řízeno pomocí PMOS tranzistoru) a zařízení je tedy stále aktivní. Naneštěstí jsou piny OUT a BAT interně propojeny, takže i při ryze bateriovém napájení, je taktéž funkce zapínání a vypínání systému nefunkční, proto je silně doporučeno přímé napájení z pinu OUT nevyužívat (v rámci výroby stačí neosadit diodu D3)! Na obou výstupech jsou pak umístěny kondenzátory (C2 a C3), jejichž hodnota je pro každý pin $C = 10 \text{ }\mu\text{F}$ (výrobce doporučuje min. 4,7 μF). Tyto kondenzátory mají více funkcí, ale primárně fungují jako kompenzační členy, pro zajištění stability výstupu. Pin THERM zajišťuje zpětnou vazbu pro nabíjecí obvod, kde se kontroluje teplota nabíjené baterie prostřednictvím změny odporu NTC termistoru. V případě překročení předem dané teploty je nabíjecí proud regulován a cyklus nabíjení je upraven nebo rovnou pozastaven, dokud se detekovaná teplota baterie nevrátí do přípustných mezí. Využívá se tepelné závislosti odporu termistoru, která v kombinaci s dalšími rezistory R14 a R13 vytváří konečný celkový vstupní odpor na pinu THERM, který se může pohybovat v rozmezí 5 až 24 k Ω . Přípustné rozmezí teplot je napočítáno na cca -10 až cca 50 °C a konečné velikosti rezistorů R14 a R13 jsou pak, viz rovnice (4.21) a (4.22). Pin PROG3 slouží pro nastavení minimálního nabíjecího proudu pro vypnutí nabíjení. Minimální terminační proud je nastaven pomocí rezistoru R10 = 10 k Ω na $I = 100 \text{ mA}$, viz rovnice (4.23). Pin PROG1 pak nastavuje omezení maximálního nabíjecího proudu při použití externího AC/DC adaptéru. Tento nabíjecí proud je stanoven díky rezistoru R11 = 680 Ω . Konečný maximální nabíjecí proud je vypočten, viz rovnice (4.24) a jeho hodnota je $I = 1,471 \text{ A}$.

Napětí na pinu VPCC

$$R_1 = 220 \text{ k}\Omega \text{ a } R_2 = 100 \text{ k}\Omega$$

$$U_{VPCC} = 1,23 \text{ V}$$

$$U_{in} = \frac{U_{VPCC}}{\left(\frac{R_2}{R_2 + R_1}\right)} = \frac{1,23}{\left(\frac{100k}{100k + 220k}\right)} = 3,936 \text{ V} \quad (4.14)$$

Výpočet proudu LED diodami

$$R_1 = 470 \, \Omega$$

$$R_2 = 680 \, \Omega$$

$$U = 5 \, V$$

$$I_1 = \frac{U}{R_1} = \frac{5}{470} = 10,638 \, mA \quad (4.15)$$

$$I_2 = \frac{U}{R_2} = \frac{5}{680} = 7,353 \, mA \quad (4.16)$$

Hodnoty rezistorů a následně i proudů byly voleny i s ohledem na celkovou spotřebu zařízení.

Výpočet teplotního rozmezí NTC termistoru NCU18XH103F6SRB

$R_0 = 10 \, k\Omega$ - při teplotě T_0

$T_0 = 25 \, ^\circ C = 273,15 + 25 = 298,15 \, K$ – referenční teplota

$T_1 = -10 \, ^\circ C = 273,15 - 10 = 263,15 \, K$ – volená nejnižší teplota

$T_2 = 50 \, ^\circ C = 273,15 + 50 = 323,15 \, K$ – volená nejvyšší přípustná teplota

$\beta = 3380 \, K$ – teplotní koeficient vybraného NTC termistoru

$$R = R_0 \cdot e^{\beta \cdot \left(\frac{1}{T_x} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (4.17)$$

$$R_1 = R_0 \cdot e^{\beta \cdot \left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_0} \right)} = 10k \cdot e^{3380 \cdot \left(\frac{1}{263,15} - \frac{1}{298,15} \right)} = 45,168 \, k\Omega \quad (4.18)$$

$$R_2 = R_0 \cdot e^{\beta \cdot \left(\frac{1}{T_2} - \frac{1}{T_0} \right)} = 10k \cdot e^{3380 \cdot \left(\frac{1}{323,15} - \frac{1}{298,15} \right)} = 4,160 \, k\Omega \quad (4.19)$$

Výše jsou vypočtené hodnoty odporu NTC termistoru na voleném rozsahu teplot -10 až +50 °C

$$5 \, k\Omega \, (hot) < pin \, THERM < 24 \, k\Omega \, (cold) \quad (4.20)$$

$R_{13} = 47 \, k\Omega$ - paralelní rezistor k NTC – volená fixní hodnota

$$R_{14} = 24k - \frac{R_{13} \cdot R_1}{R_{13} + R_1} = 24k - \frac{47k \cdot 45,17k}{47k + 45,17k} = 967,103 \rightarrow 1 \, k\Omega \quad (4.21)$$

$$R_{14} = 5k - \frac{R_{13} \cdot R_2}{R_{13} + R_2} = 5k - \frac{47k \cdot 4,160k}{47k + 4,160k} = 1178,264 \rightarrow 1 \, k\Omega \quad (4.22)$$

Na základě výpočtu z definované podmínky je hledaná velikost rezistoru $R_{14} = 1k\Omega$. Při použití uvedeného NTC termistoru a při uvažování funkčního teplotního rozsahu -10 až +50 °C jsou velikosti rezistorů $R_{13} = 47 \, k\Omega$ a $R_{14} = 1 \, k\Omega$.

Výpočet terminačního nabíjecího proudu při zvoleném rezistoru R10

$$R_{10} = 10\text{ k}\Omega$$

$$I_{term} = \frac{1000}{R_{10}} = \frac{1000}{10000} = 100 \text{ mA} \quad (4.23)$$

Výpočet maximálního nabíjecího proudu při použití sériové kombinace rezistorů R11 a R12

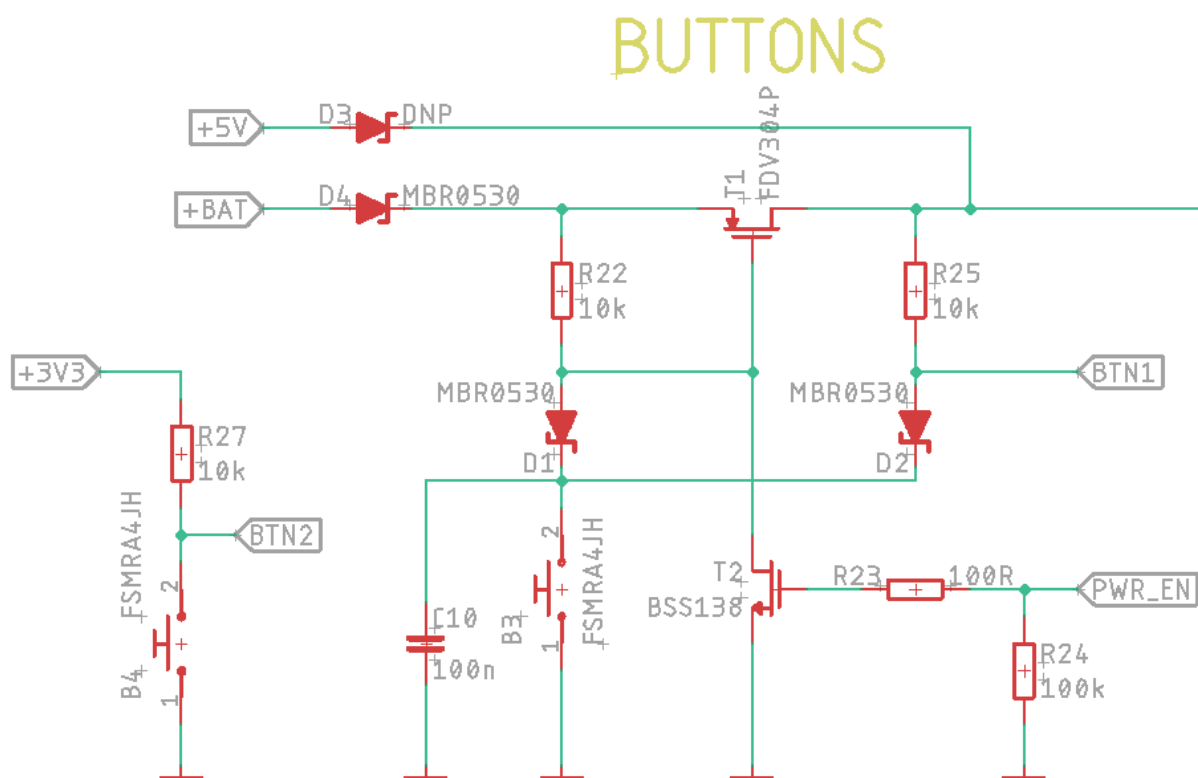
$$R_{11} = 680 \, \Omega$$

$$I_{term} = \frac{1000}{R_{11}} = \frac{1000}{680} = 1,471 \text{ A} \quad (4.24)$$

Maximální nabíjecí proud při použití externí nabíječky AC/DC je $I = 1,471 \text{ A}$. Tento proud je omezením pro nabíjecí obvod v případě, že adaptér umožňuje i nabíjení vyšším proudem. Při použití slabšího adaptéru bude nabíjecí proud nižší v závislosti na maximálním poskytovaném proudu zdrojem.

4.2.2.3 Spínací obvod

Tento blok zahrnuje dvě tlačítka, které jsou prakticky jedinými ovládacími prvky pro nastavování různých funkčních módů či jiných funkcí. Obecně se jedná o konfigurační tlačítka přístupná uživateli. Při stisku tlačítka je mikrokontrolerem detekována logická úroveň „L“. Popis jejich funkce je uveden níže.



Obr. 4.14: Schéma spínacího obvodu

Schottkyho diodu D3 doporučuji neosazovat a nevyužívat tak přímé napájení, protože v opačném případě je kompletně zrušena možnost zapínání a vypínání celého systému, které je realizováno spínáním PMOS a NMOS tranzistoru. Dioda D4 typu MBR0530 v případě přímého

napájení odděluje napájení z baterie od napájení z nabíjecího obvodu a brání protisměrnému toku proudu. Nicméně v případě, že bude přímé napájení odpojeno, tzn., nebude osazena dioda D3, postrádá i tato dioda svůj význam a funguje pak pouze jako zbytečný prvek s napěťovou ztrátou. V takovém případě je možné diodu nahradit jiným ryze propojovacím prvkem jako např. rezistorem o $R = 0 \Omega$ nebo může být použita proudová pojistka s proudovou zatížitelností větší než $I = 300 \text{ mA}$. Jako základní funkční konfiguraci systému s kompletním ovládáním pomocí tlačítek, je tedy navrženo neosazovat diodu D3 a na místo diody D4 umístit ideálně bezztrátový propojovací prvek.

První tlačítko je součástí obvodu, viz Obr. 4.14. Když je zařízení vypnuto je setrvalý stav na řídicím PMOS tranzistoru, který je uzavřen. Tento stav je narušen stiskem tlačítka, kterým dojde k otevření tohoto tranzistoru. Výsledkem je krátký pulz trvající čas stisku tlačítka. Tento čas je dostatečně dlouhý na to, aby byl detekován mikrokontrolerem, který povolí funkci tlačítka a systém se zapne setrvalým sepnutím PMOS tranzistoru. Při dalším stisku již tlačítko funguje klasickým způsobem. Toto tlačítko při stisku definovanou dobu zapíná (první krátký stisk) a vypíná (stisk 5 s) celé zařízení, při krátkém stisku ($< 1 \text{ s}$) přepíná stimulační módy a v kombinaci s druhým tlačítkem způsobuje restart systému (stisk obou $> 5 \text{ s}$) či při delším stisku obou tlačítek ($> 10 \text{ s}$) pak celkové vymazání paměti zařízení. Přehledně jsou funkce a časové úseky stisku uvedeny v příloze C.

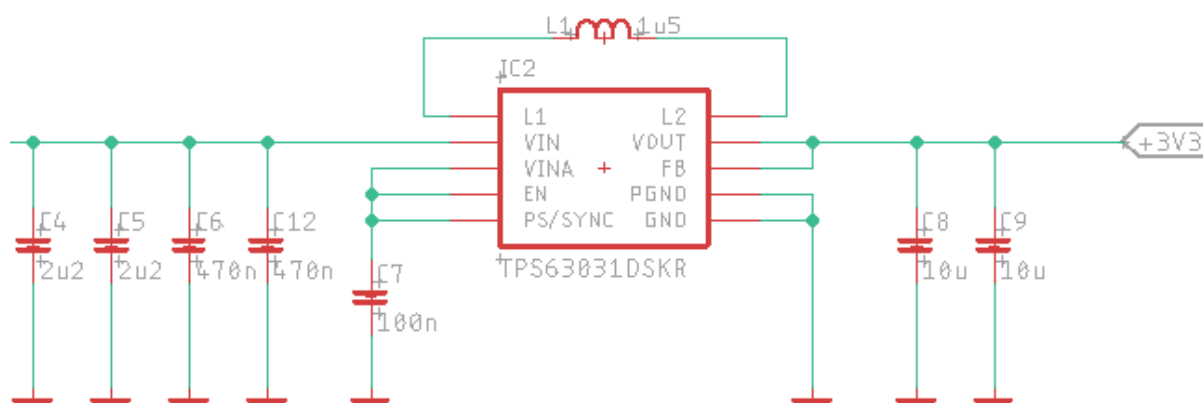
Druhé tlačítko pak při krátkém stisku ($< 2 \text{ s}$) způsobí zobrazení aktuálního stavu nabití baterie po dobu 3 s, a při dlouhém stisku ($> 2 \text{ s}$) pak zapíná či vypíná měření a ukládání dat. Sepnutí (LED svítí) či vypnutí (LED nesvítí) měření je indikováno žlutou LED diodou umístěnou vedle tlačítka. Funkce tlačítka i doby stisku jsou uvedeny v příloze C.

4.2.2.4 Buck-Boost měnič

Činností toho prvku je udržovat stále napětí $+3,3 \text{ V}$ z baterie. Jedná se o měnič snižující i zvyšující, který nastavuje režim podle potřeby pro udržení požadovaného konstantního napájení. Popis principu funkce tohoto prvku není předmětem této práce, nicméně zjednodušeně lze říct, že měnič zde funguje jako spínač, který střídou spínání reguluje výstupní napětí. Podstatným parametrem měničů je jejich účinnost převodu.

V obvodu byl použit DC/DC buck-boost měnič TPS63031. Tento prvek je přímo určen pro regulaci napětí z baterií a vytvoření fixního napětí na výstupu $+3,3 \text{ V}$. Účinnost měniče je ve snižujícím módu cca 90 % a ve zvyšujícím pak cca 80 % při předpokládaném odběru $I = 250 \text{ mA}$. Přepínání mezi módy je automatické v závislosti na vstupním napětí. Buck režim (snižující) funguje v rozmezí vstupního napětí $+3,6$ až $+5,5 \text{ V}$ s výstupním proudem max. 800 mA. Boost režim (zvyšující) pak funguje do minimálního napětí $+2,4 \text{ V}$ s výstupním proudem kolem 500 mA. Uvedená funkční rozmezí platí pro výstupní napětí $+3,3 \text{ V}$. Použití toho prvku je možné i v low-power zařízeních vzhledem k jeho nízké spotřebě kolem $50 \mu\text{A}$. Další výhodou jsou malé rozměry a poměrně jednoduché schéma zapojení. Tento prvek je vybaven i tepelnou ochranou a provozní teploty se pak pohybují mezi -40 až $+85 \text{ }^\circ\text{C}$.

BUCK-BOOST CONVERTER



Obr. 4.15: Schéma zapojení Buck-Boost měniče TPS63031

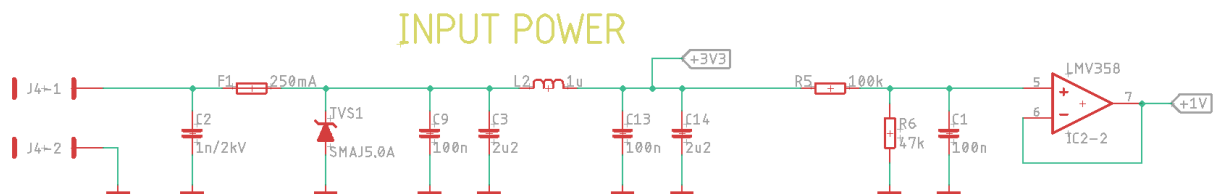
Na vstupu měniče se nachází skupina vstupních kondenzátorů C4, C5, C6 a C12, jejichž celková kapacita $C = 5,34 \mu\text{F}$ je vyšší než doporučení výrobce ($C = 4,7 \mu\text{F}$). Tyto kondenzátory mají snížit zvlnění vstupního napětí. Jedná se o lokální zdroje energie, které vyrovnávají výkyvy na vstupu. Kombinace kondenzátorů není náhodná. Větší kondenzátory C4 a C5 = $2,2 \mu\text{F}$ jsou schopné poskytnout větší objem energie, ale nejsou příliš rychlé, což kompenzují dva menší kondenzátory C6 a C12 = 470 nF , které poskytují potřebnou energii rychle, a pomáhají tak překlenout dobu do zapojení větších kondenzátorů. Induktor L1 je spínanou součástkou, která se spolu s výstupními kondenzátory C8 a C9 přímo podílí na vytvoření konečného výstupního napětí. Hodnoty těchto prvků jsou hodnoty doporučené výrobcem měniče pro zajištění správné funkce. Rezistor R15 je pak konstantní zátěž, která zde musí být pro zajištění správné funkce měniče. Kondenzátor C7 = 100 nF má hodnotu definovanou výrobcem a spolu s interním rezistorem vytváří kompenzační článek typický pro frekvenčně spínaná zapojení. Tento interní rezistor je umístěn mezi piny VIN a VINA, což jsou napájecí vstupy a pro piny EN („enable“) a PS/SYNC v tomto zapojení funguje jako pull-up, kde EN je tímto stabilně povolen, zatímco PS/SYNC („power save mode“) je zakázán. Výstupní napětí +3,3 V je u tohoto měniče stanoveno interním děličem napětí, proto je pin FB („feedback“) propojen přímo s výstupem. Výstupní napětí je pak rozváděno do všech částí zařízení.

4.2.3 Plantární DPS

Schéma této DPS se skládá z několika bloků, které komplexně zajišťují filtraci signálu, napájení a celkově zajišťují vše potřebné pro činnost mikrokontroleru, jakožto vyhodnocovacího a řídicího prvku. Kompletní schéma zapojení plantární DPS je možné nalézt v příloze B. Tato část zařízení zajišťuje detekci došlapu a v návaznosti řídí stimulaci vibračními motorky. Níže jsou popsány a vysvětleny jednotlivé části schématu této DPS.

4.2.3.1 Napájecí část

Tato část obvodu filtruje a upravuje přiváděné napájení +3,3 V pro napájení zbytku DPS. Toto napájení je spolu s dalšími datovými vodiči a společnou zemí (GND) přiváděno z „řídící“ DPS.



Obr. 4.16: Schéma napájecí části plantární DPS

V první části se nachází ochranné prvky obvodu. Kondenzátor o $C = 1 \text{ nF}$ je volen záměrně malý s velkou napěťovou odolností. Tento prvek má prakticky okamžitou reakční dobu a pomáhá jednosměrnému transilu pohltit případný ESD pulz. Kondenzátor má za úkol zpomalit nástup pulzu, než zareaguje transil, který jej svede do země. Transil SMAJ5.0A reaguje po překročení napětí 5 V a následně odvede nežádoucí napětí do země, aby nedošlo k poškození dalších částí obvodu. Tato část dále zahrnuje vratnou pojistku na 250 mA, která v případě nějakého náhodného zkratu či nadměrnému proudu, odpojí napájení a zabrání případné újmě uživatele, či další destrukci zařízení. Pojistka je vratná, takže v případě, že se jednalo jen o náhodný jev, se pojistka „odblokuje“ a zařízení je i nadále funkční bez nutnosti zásahu.

Následuje tzv. π („pi“) LC filtr, který má za úkol odfiltrovat nežádoucí vyšší frekvenční složky nejen pro stabilizaci napájení rozváděného po plantární DPS, ale má zabránit i případnému rušení na vodičích vznikajícímu při samotné činnosti této desky (například vibrační motorky). Při návrhu filtru je nutné dodržet impedanční podmínku, která říká, že filtr musí mít impedanci Z_{filt} několikanásobně nižší/zanedbatelnou v porovnání se vstupní impedancí napájeného systému Z_{in} , viz (4.25), (4.26) a (4.27). V tomto případě je impedanční podmínka splněna. Filtry jsou následně napočítány na filtraci vyšších frekvencí, viz rovnice (4.28), (4.29) a (4.30).

Poslední část popisovaného úseku slouží k vytvoření napěťové reference. Tato reference má posloužit pro zvednutí napěťové úrovně umožňující snímání i „záporného“ napětí AD převodníkem mikrokontroleru. Toto „záporné“ napětí vzniká při činnosti piezoměničů, kdy při stlačení je možné detekovat kladné napětí a při uvolnění je naopak měřené napětí opačné. Tato reference byla stanovena na úroveň napětí $U_{\text{ref}} = \text{cca } 1 \text{ V}$. Tohoto napětí bylo dosaženo použitím děliče napětí, viz rovnice (4.31). Zároveň bylo nutné tento potenciál dodatečně filtrovat jednoduchým filtrem typu dolní propust, jehož mezní frekvence $f_c = 15,915 \text{ Hz}$ je vypočtena rovnicí (4.33). Upravené napětí je následně impedančně odděleno pomocí sledovače napětí, což je konkrétní zapojení operačního zesilovače s minimálním vlivem na převáděné napětí.

Ověření impedanční podmínky

$$L = 1 \mu\text{H}$$

$$C_{14} = C_3 = 2,2 \mu\text{F} \text{ a } C_{13} = C_9 = 100 \text{ nF}$$

$$C = C_{14} + C_{13} = 2,2 \mu\text{F} + 100 \text{ nF} = 2,3 \mu\text{F}$$

$$I = 250 \text{ mA} \text{ a } U = 3,3 \text{ V}$$

$$Z_{\text{filt}} = \sqrt{\frac{L}{C}} = \sqrt{\frac{1 \cdot 10^{-6}}{2,3 \cdot 10^{-6}}} = 0,659 \Omega \quad (4.25)$$

$$Z_{in} = \frac{U}{I} = \frac{3,3}{250 \cdot 10^{-3}} = 13,2 \, \Omega \quad (4.26)$$

$$Z_{filt} \ll Z_{sys} \quad (4.27)$$

Impedanční podmínka $0,659 \, \Omega \ll 13,2 \, \Omega$ je splněna, protože impedance filtru je více než 10x menší než vstupní impedance napájeného systému a vliv impedance filtru lze zanedbat.

Výpočet mezních frekvencí filtru

$$f_c = \frac{1}{\pi\sqrt{LC}} \quad (4.28)$$

$$f_{c1} = \frac{1}{\pi\sqrt{L \cdot C_{14}}} = \frac{1}{\pi\sqrt{1 \cdot 10^{-6} \cdot 2,2 \cdot 10^{-6}}} = 214,604 \, kHz \quad (4.29)$$

$$f_{c2} = \frac{1}{\pi\sqrt{L \cdot C_{13}}} = \frac{1}{\pi\sqrt{1 \cdot 10^{-6} \cdot 100 \cdot 10^{-9}}} = 1,007 \, MHz \quad (4.30)$$

Výše jsou napočítány mezní frekvence uplatňujících se filtračních struktur. Účinek obou kombinací cívka-kondenzátor se následně sčítá, což vede k lepší filtraci nežádoucích frekvencí. Takto vyfiltrované napájení je dále použito pro napájení celé struktury plantární DPS.

Výpočet referenčního napětí

$$R_5 = 100 \, k\Omega \text{ a } R_6 = 47 \, k\Omega$$

$$U = 3,3 \, V$$

$$U_{ref} = U \cdot \frac{R_6}{R_5 + R_6} = U \cdot \frac{47 \cdot 10^3}{100 \cdot 10^3 + 47 \cdot 10^3} = 1,055 \, V \quad (4.31)$$

Vypočítané referenční napětí $U_{ref} = 1,055 \, V$ budeme při uvažování v dalších výpočtech zaokrouhlovat na 1 V. Finální reálná hodnota tohoto napětí se bude od vypočítané s největší pravděpodobností mírně lišit vlivem reálných podmínek a vlastností součástek.

Výpočet mezní frekvence filtru DP

$$C_1 = 100 \, nF$$

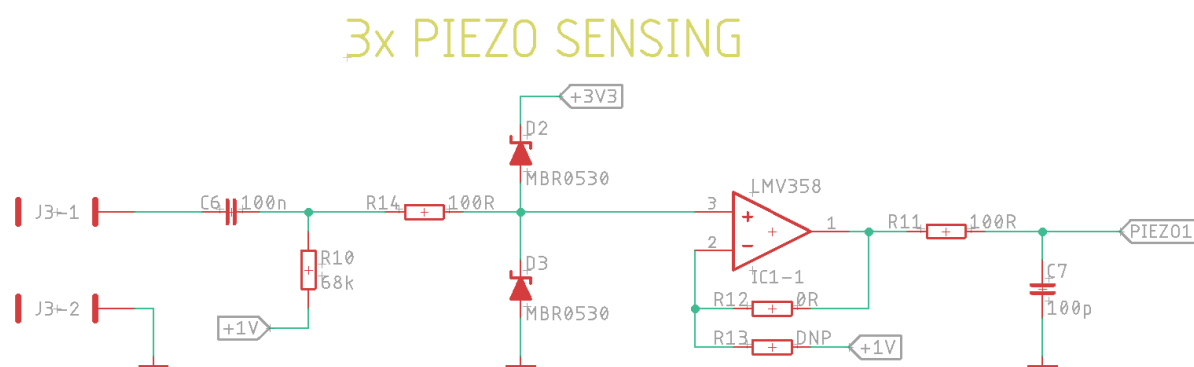
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.32)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_5 \cdot C_1} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 15,915 \, Hz \quad (4.33)$$

Počítaný filtr typu DP je určen pro filtraci zbývajících vyšších rušivých frekvencí, než je vypočítaná mezní frekvence tohoto filtru $f_c = 15,915$ Hz.

4.2.3.2 Senzorická část

Jako senzory pro detekci stlačení jsou aplikovány piezoměniče. Tyto senzory na základě síly a rychlosti stlačení vytvářejí detekovatelné napětí na svých elektrodách, na kterých jsou následně napájeny vývody. Záleží na orientaci vodičů, ale principiálně je při stlačení měřené napětí kladné, a naopak při zpětném uvolnění je detekováno napětí s opačnou polaritou. Napětí je měřeno vůči referenčnímu napětí +1 V, jehož vytvoření bylo probíráno v rámci kapitoly Napájecí část. Tento posun měření je právě z důvodu generovaného napětí opačných polarit. Vstup AD převodníku mikrokontroleru pro detekci vyžaduje pouze kladné napětí, tudíž, aby bylo možné detekovat i záporně polarizované napětí, bylo nutné posunout rozhodovací úroveň výš, než je 0 V, potenciál země (GND).



Obr. 4.17: Schéma zapojení piezosenzorické části

Obecně se celé schéma skládá z různých filtračních prvků, které upravují napětí piezoměniče pro potřeby AD převodníku mikrokontroleru. Kondenzátor C6 tvoří spolu s rezistorem R10 filtr typu horní propust. Výpočet jeho mezní frekvence $f_c = 23,405$ Hz, viz rovnice (4.35). Tento filtr má za úkol odstranit ze signálu nízkofrekvenční šum a zajistit větší stabilitu detekce.

Na filtr navazuje tzv. „clamber“. Jedná se o zapojení dvou diod s omezujícím rezistorem. Jedná se o ochranu proti přepětí a ESD pulzům. Toto zapojení diod zaručí, že při přivedeném napájení +3,3 V na katodu diody D2, bude napěťová úroveň signálu vždy v rozmezí $U = \text{cca } 0,3 \text{ až } +3,6$ V bez ohledu na polaritu přiváděného filtrovaného signálu, pokud nebudou překročeny funkční hodnoty maximálního napětí a proudu použitých diod. V tomto případě byly vybrány Schottkyho diody MBR0530, které jsou dimenzovány na $U_{\max} = 30$ V, $I_{\max} = 0,5$ A s úbytkem napětí cca $U = 0,3$ V. Funkci omezovače proudu zastává rezistor R14. Hodnota odporu tohoto rezistoru byla zvolena $R = 100 \Omega$, což bylo ověřeno výpočtem, viz rovnice (4.36). Napěťová úroveň signálu by měla dosáhnout hodnoty maximálně kolem 15 V, ale při návrhu je vždy uvažován určitý prostor pro případné výkyvy.

Dále se nachází operační zesilovač, který je momentálně zapojený v režimu sledovače a plní funkci impedančního oddělení s hodnotou zesílení signálu $A_u = 1$. Zároveň je ve schématu uvažováno zapojení neinvertující, pro případ potřeby zesílení detekovaného signálu před AD převodníkem mikrokontroleru. V případě malého detekovaného signálu bude nutné provést manuální úpravu a osazení potřebných rezistorů pro dosažení požadovaného zesílení podle vzorce, viz rovnice (4.37). Impedanční oddělení je velice důležité z důvodu správného a rychlého čtení napětí na ADC.

Následuje zapojení kondenzátoru $C7 = 100$ pF a rezistoru $R11 = 100 \Omega$ před vstupem AD převodníku mikrokontroleru. Kondenzátor v tomto případě funguje jako lokální zdroj a má snížit

chybovost AD převodníku a zajistit jeho správnou stabilní funkci. Rezistor má pak zabránit případným oscilacím, ke kterým by jinak při zapojení kondenzátoru za výstupem operačního zesilovače mohlo dojít. Výpočet konkrétních hodnot je v tomto případě velice komplikovaný, proto není součástí této práce. Hodnoty byly vybrány s ohledem na správnou a přesnou funkcionalitu AD převodníku mikrokontroleru.

Výpočet mezní frekvence filtru typu HP

$$C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.34)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{10} \cdot C_6} = \frac{1}{2\pi \cdot 68 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 23,405 \text{ Hz} \quad (4.35)$$

Výpočet omezovacího rezistoru

$$R_{14} = 100 \Omega$$

$$U_{max} = 30 \text{ V}$$

$$I_{14} = \frac{U_{max}}{R_{14}} = \frac{30}{100} = 0,3 \text{ A} \quad I_{14} < I_{max} (500 \text{ mA}) \quad (4.36)$$

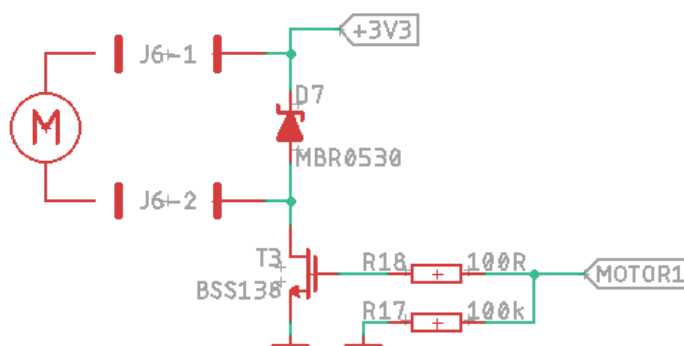
Zesílení neinvertujícího OZ

$$U_{out} = U_{in} \cdot \left(1 + \frac{R_{12}}{R_{13}}\right) \quad A_u = \frac{U_{out}}{U_{in}} = 1 + \frac{R_{12}}{R_{13}} \quad (4.37)$$

4.2.3.3 Stimulační část

Tato část obvodu je zaměřena na řízení spínání vibračních motorků.

3x MOTOR CONTROL



Obr. 4.18: Schéma zapojení stimulačních vibračních motorků

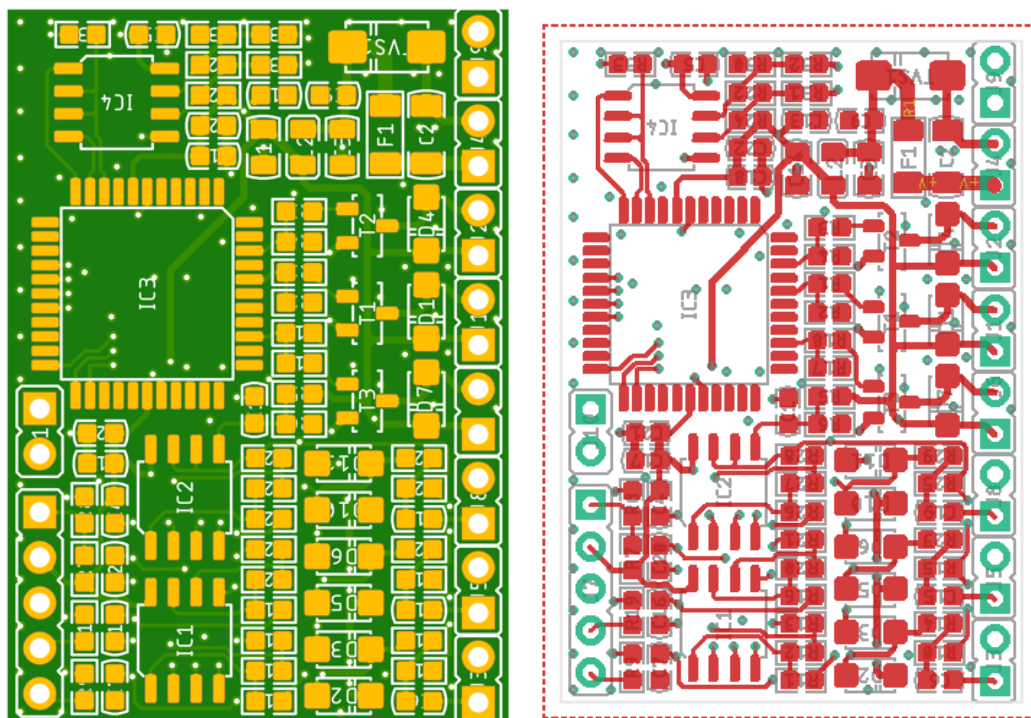
Prakticky se jedná o velice jednoduchý řídicí obvod, kde je motor spínán pomocí NMOS tranzistoru BSS138, jehož otevírání a zavírání je řízeno PWM modulací generované mikrokontrolerem.

Nastavením střídy PWM mikrokontroler reguluje výkon motorku, sílu i frekvenci stimulace. Celkem je k dispozici 5 úrovní PWM modulace, kdy první začíná na střídě 60 % a poslední znamená sepnutí na 100 % výkonu motorku. Jednotlivé úrovně se liší vždy o 10 % velikosti střídy. Frekvence modulace je pak nastavena na 50 Hz. Tato frekvence byla otestována a naměřena pomocí osciloskopu jako dostačující pro potřeby spínání výkonu motorků. V rámci řídicí větve z mikrokontroleru do gate (G) NMOS tranzistoru je umístěn rezistor R18, který má primárně pomoci vybit parazitní kapacitu při rozepnutí tranzistoru a umožnit tak jeho rychlejší rozepnutí. Jeho hodnota je spolu s hodnotou R17 stanovena empiricky. Druhý rezistor R17 slouží jako pull-down a zajišťuje stabilní stav rozepnutí tranzistoru a vypnutí stimulace, není-li řízením mikrokontroleru stanoveno jinak. Schottkyho dioda MBR0530 umístěná mezi vývody vibračního motorku slouží jako ochrana tranzistoru. Při rychlém rozepnutí tranzistoru se uzavírá krátká smyčka mezi diodou a motorem a odvádí se tak přebytečný náboj od rozepnutého tranzistoru, čímž ho chrání před průrazem a poškozením.

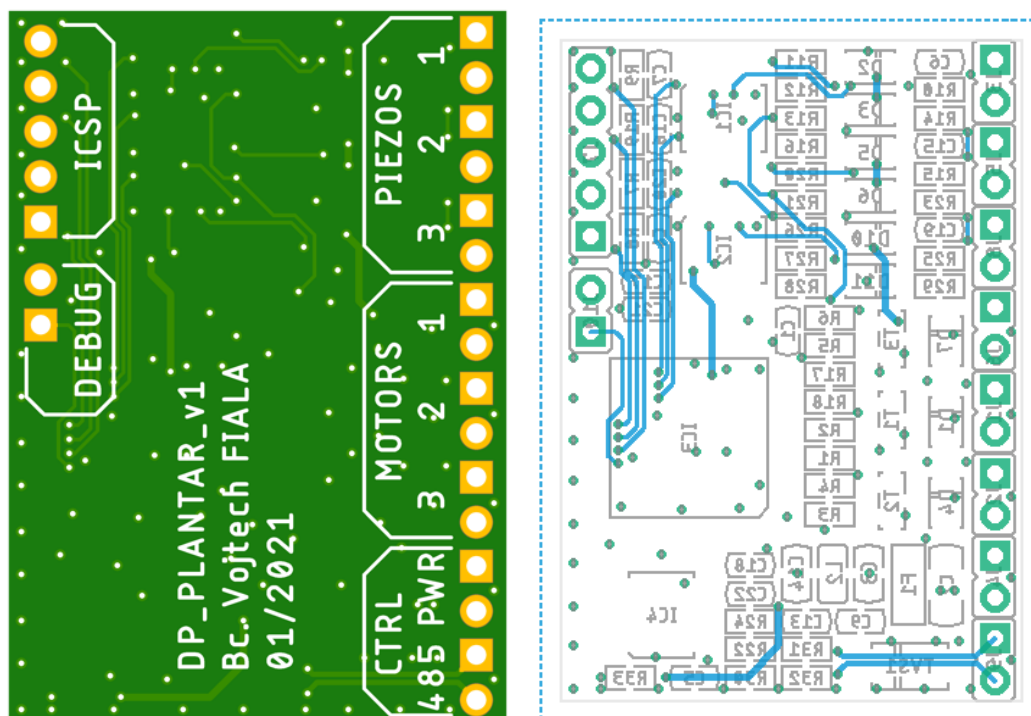
4.3 Návrh DPS

Schémata jednotlivých DPS jsou uvedena v příloze B. Při návrhu byl krom samotné funkcionality kladen důraz na efektivitu, a především kvalitu zapojení. Schémata i použité komponenty byly navrženy tak, aby zařízení fungovalo stabilně po dlouhou dobu, čemuž pomáhají zabudované ochrany proti ESD pulzům a nadproudům. Výsledkem návrhu je stabilní systém splňující veškeré požadavky zadání, a zároveň implementuje i prvky použitelné pro další studium problematiky možného terapeutického využití vibrační stimulace u lidí postižených Parkinsonovou chorobou.

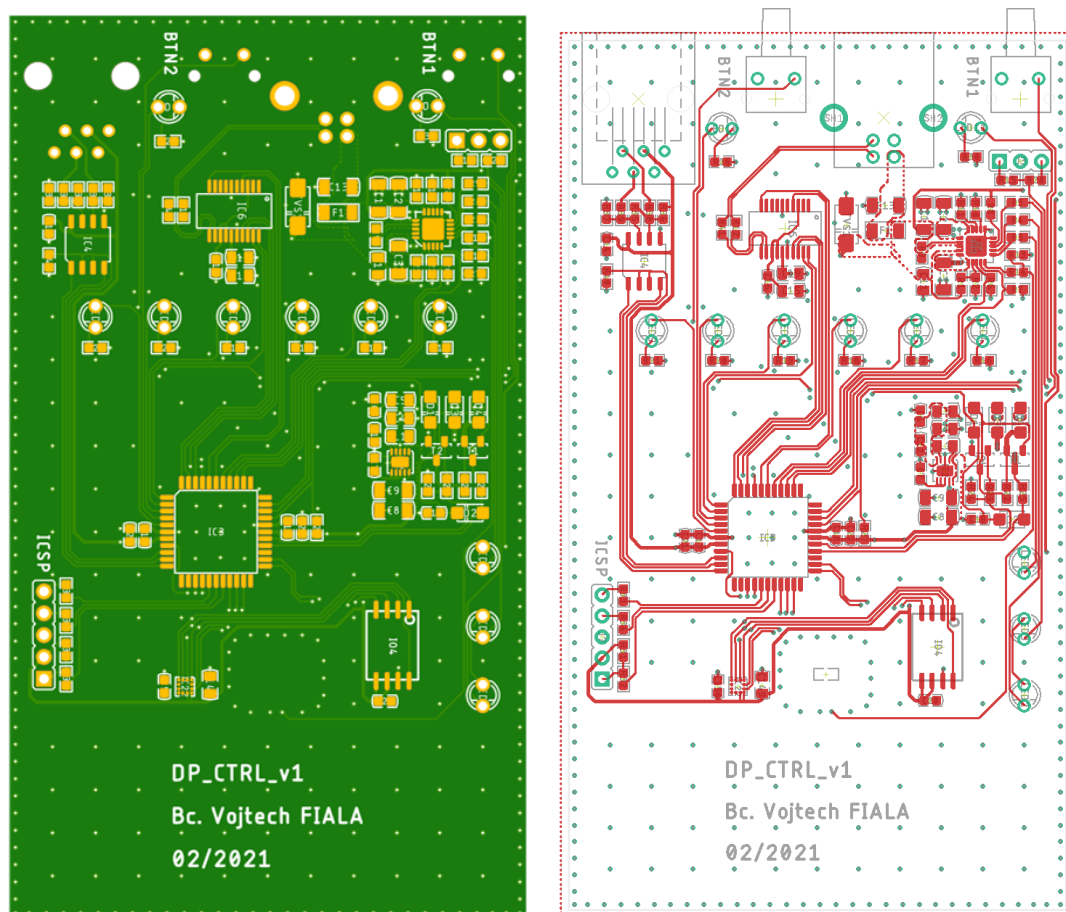
Při návrhu podoby jednotlivých desek se postupovalo dle používaných návrhových pravidel a systém by tedy měl splňovat i normy vztahující se k EMC požadavkům pro certifikované výrobky. Níže jsou uvedeny náhledy zapojení DPS. Rozměry DPS byly voleny podle prostředí, kam budou následně umístěny. U plantární DPS s rozměry 40x28 mm byl kladen důraz na jednostranné osazení všech součástek a na celkovou velikost s ohledem na umístění této DPS do prostoru vložek v oblasti chodidlové klenby. U řídicí DPS jsou rozměry DPS 105x60 mm. Umístění všech součástek reflektuje umístění konektorů, a především celkové rozměry vybrané baterie, aby DPS s baterií tvořili ideálně jeden blok. Právě tento přístup pak usnadňuje vývoj a výrobu krytí, které musí splňovat požadavky na nositelné zařízení s ideálně kompaktními rozměry. Kompletní layouty navržených desek jsou součástí přílohy B.



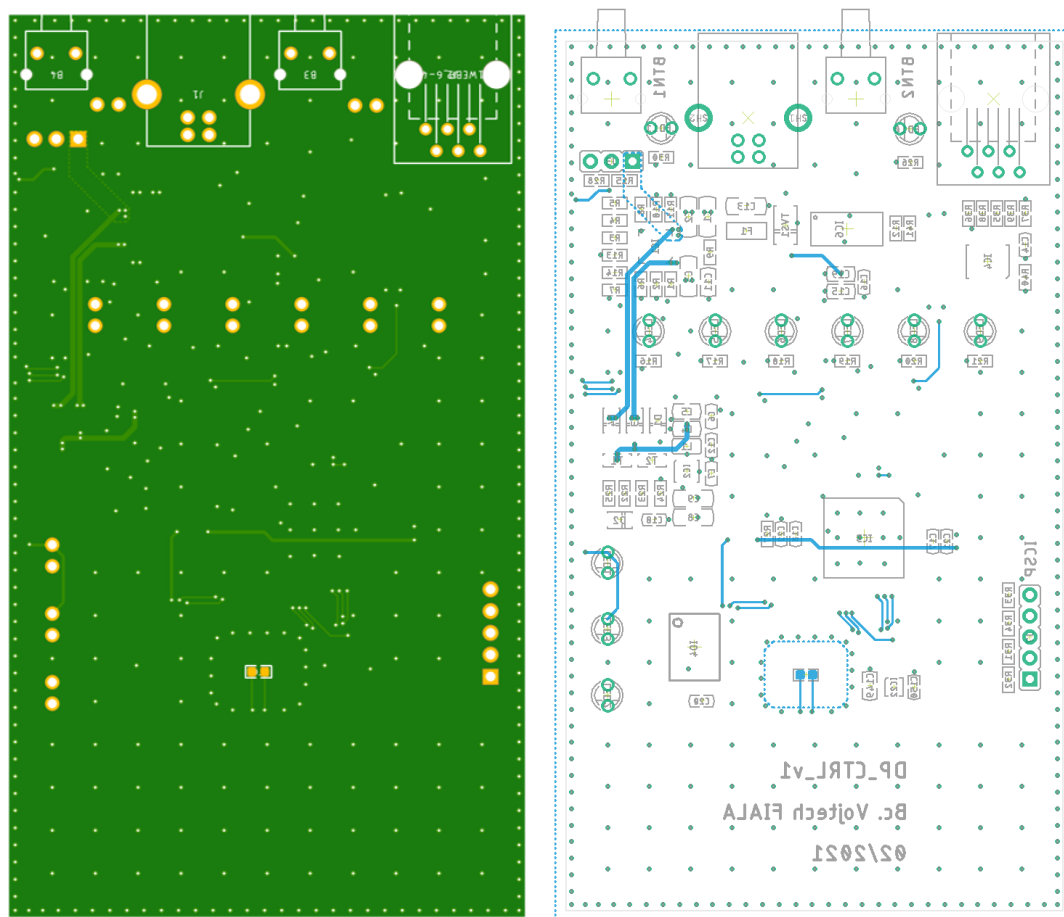
Obr. 4.19: Náhled a layout horní (top) strany plantární DPS



Obr. 4.20: Náhled a layout spodní (bottom) strany platární DPS



Obr. 4.21: Náhled a layout horní (top) strany řídicí DPS

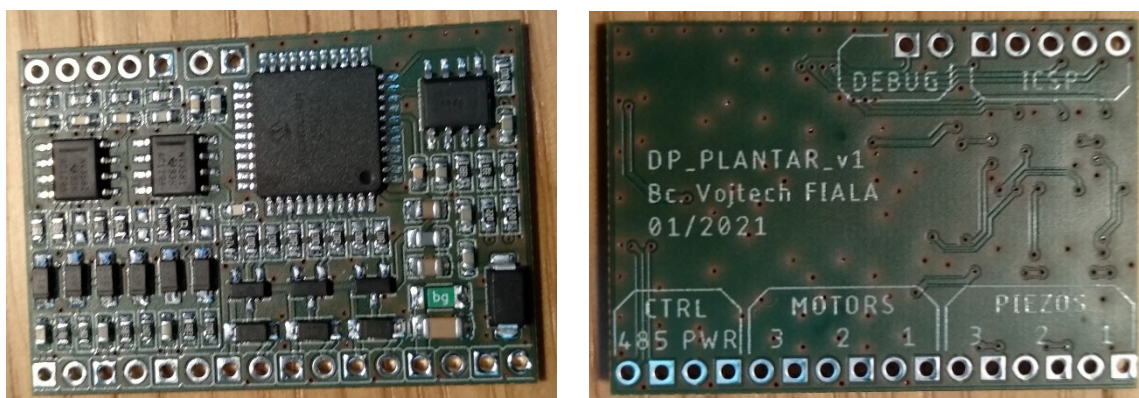


Obr. 4.22: Náhled a layout spodní (bottom) strany platární DPS

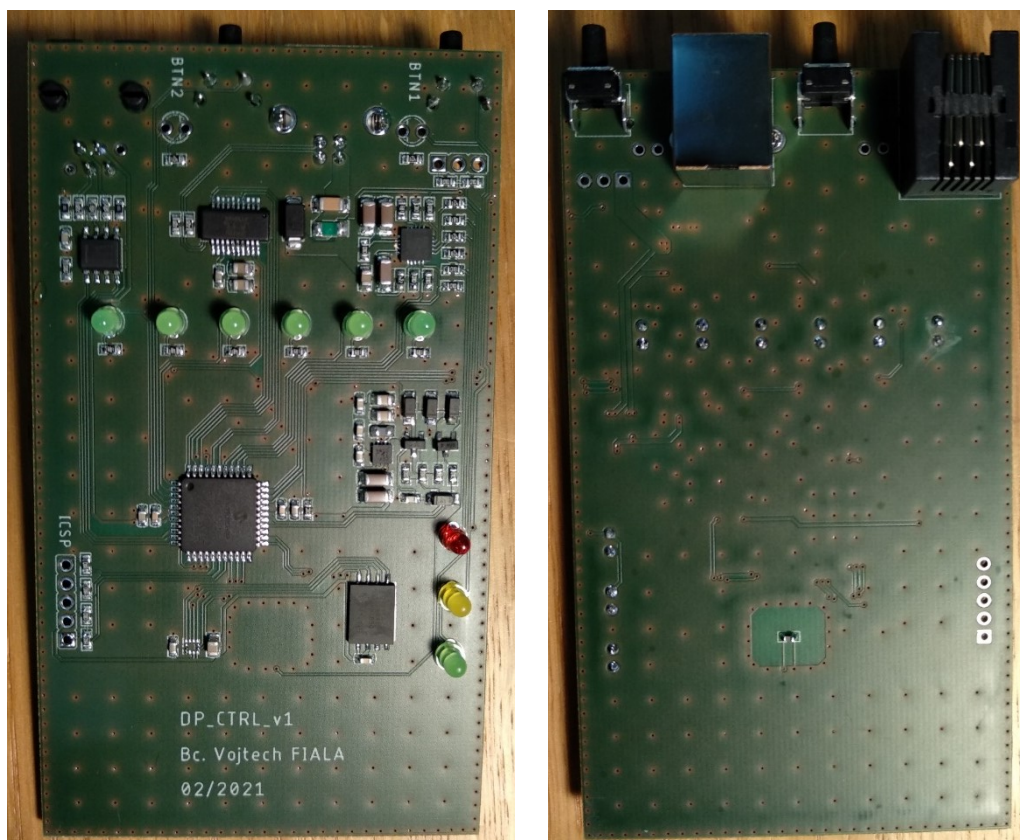
Samotnému návrhu podoby DPS předcházela výběr jednotlivých součástek, u kterých bylo nutné poměrně detailní studium, aby jejich aplikování bylo přínosné a funkční. Kreslení DPS probíhalo v programu EAGLE, který z hlediska návrhu obsahuje potřebné nástroje k vytvoření podkladových materiálů pro následnou výrobu DPS.

5 Realizace systému

Výroba DPS probíhala externě ve specializované firmě Gatema Holding s.r.o. se sídlem v Boskovicích. Jedná se o DPS typu FR4, která má velmi dobré vlastnosti a je jedním z nejčastěji využívaných podkladových materiálů pro DPS. Jejich výhodou je poměrně dobrá teplota skelného přechodu, izolační vlastnosti, odolnost proti navlhnutí, nehořlavost atd. DPS byly vyrobeny dle předem daných podkladových materiálů vygenerovaných v softwaru EAGLE na základě návrhu. Použité součástky byly vybírány a následně zakoupeny u zahraničního distributora součástek. Některé komponenty pak byly zakoupeny v GM Electronics. Samotné osazování desek již probíhalo manuálně. Primárně byly osazeny SMD součástky, které byly osazovány do pájecí pasty dříve nanesené pomocí dispenzeru. Samotné zapájení součástek pak proběhlo v infračervené peci přetavením dle předem stanoveného pájecího profilu. Osazování THT komponent, připájení vodičů a případné opravy probíhaly ručně pomocí páječky.



Obr. 5.1: Finální podoba osazené plantární DPS – strana TOP (vlevo) a BOTTOM (vpravo)



Obr. 5.2: Finální podoba osazené řídicí DPS – strana TOP (vlevo) a BOTTOM (vpravo)

Pro ochranu vibračních motorků před přímým došlapem, a i vzhledem k možnému efektivnějšímu rozšíření vibrací vznikajících činnostmi motorků byly na 3D tiskárně namodelovány a vyrobeny specifické tvary, viz Obr. 5.3.



Obr. 5.3: Ochranné struktury vibračních motorků – pod patu (vlevo), pod špičku (vpravo)

Tvary byly tisknuty z gumového materiálu s minimální výplní, aby byla zachována dostatečná poddajnost a pružnost. Kombinací získané celkové větší plochy činné struktury a pružnosti materiálů byla řešena i otázka minimalizace nepohodlí při došlapu.

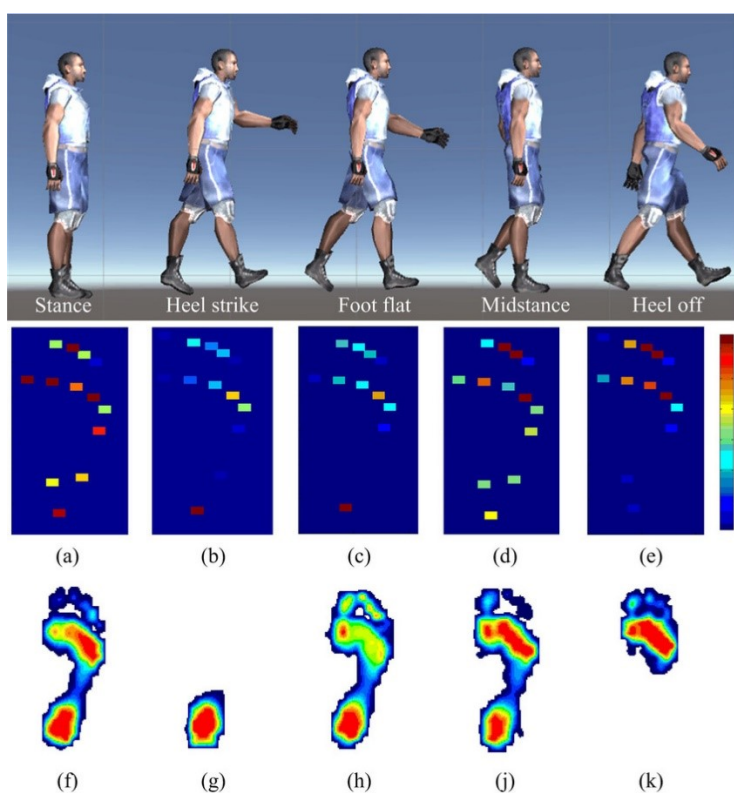
Do středu tisknutých struktur je vlepen vibrační motorek pomocí vteřinového lepidla. Na spodní část je pak stejným způsobem přilepen piezosenzor, na jehož elektrody byly již dříve připájeny přívodní vodiče pro přenos analogového signálu z měření došlapu. Vodiče jsou vzhledem k poměrně náročnému prostředí fixovány k prvku pomocí tavného lepidla, které by mělo zabránit jejich možnému vytržení. Kompletní podoba vytvořeného činného prvku je uvedena na Obr. 5.4.



Obr. 5.4: Finální podoba činného prvku ve vložce

Celková výška tohoto prvku je 4,6 mm. Při použití dvou vybraných vložek na sobě o celkové výšce 6,5 mm z pěnového materiálu jsou tyto prvky při došlapu dostatečně kryty, aby jejich umístění nepřinášelo výraznější nepohodlí či dokonce omezení při pohybu.

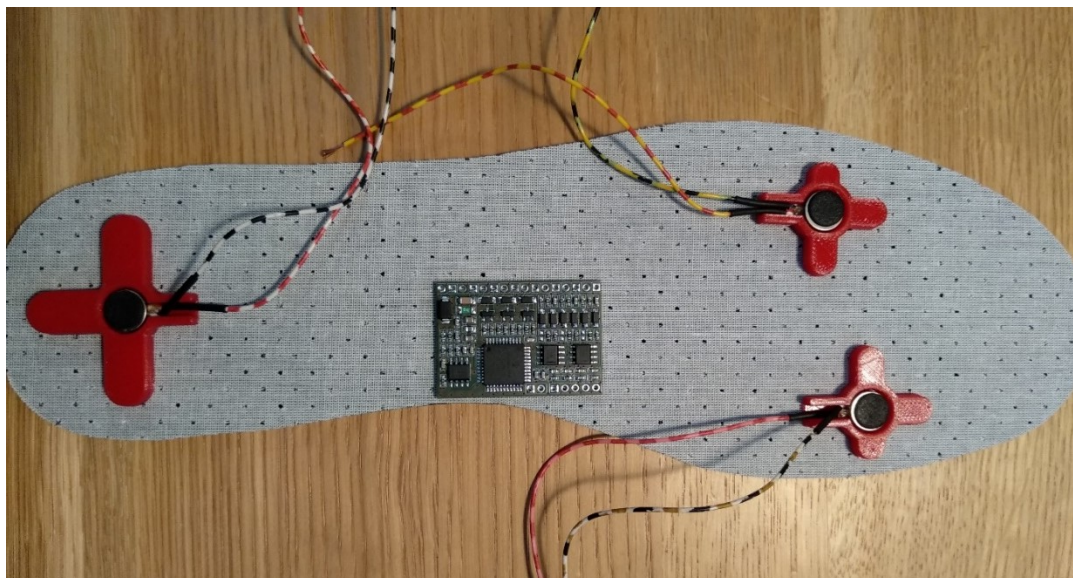
Pro stimulaci a realizaci byl vybrán formát použití tří těchto stimulačních měřících prvků v rámci jedné vložky. Rozmístění struktur v rámci vložky odpovídá místům s největšími detekovatelnými tlaky při došlapu, což je ideální pro detekující piezoměniče, na jejichž funkci je závislé spouštění vibrační stimulace. Díky danému rozmístění by měl být zajištěn nejlepší kontakt s chodidlem postižené osoby vedoucí k nejvyššímu potenciálnímu účinku stimulace.



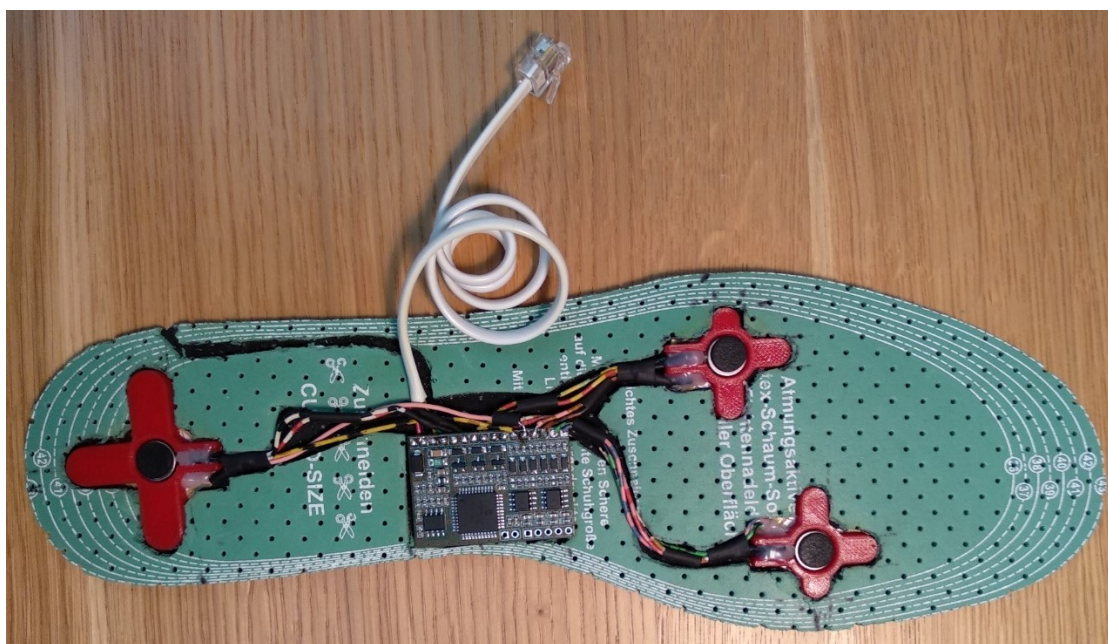
Obr. 5.5: Ideální rozložení tlaků při chůzi u zdravého člověka [25]

Menší prvky jsou pak umístěny pod špičkou, protože je třeba pokrýt vibracemi menší plochu, zatímco pod patou je větší prvek z důvodu větší došlapové plochy. Při návrhu byl brán ohled především

na použití vložek u osob s typickou chodidlovou klenbou, kde je rozložení tlakových ploch při chůzi jiné. U osob s plochými chodidly lze předpokládat, že vlivem většího rozložení tlaků bude citlivost senzorických piezoměničů nižší, přičemž vliv na stimulační by mohl být srovnatelný.



Obr. 5.6: Návrh rozmístění všech funkčních prvků v rámci vložky



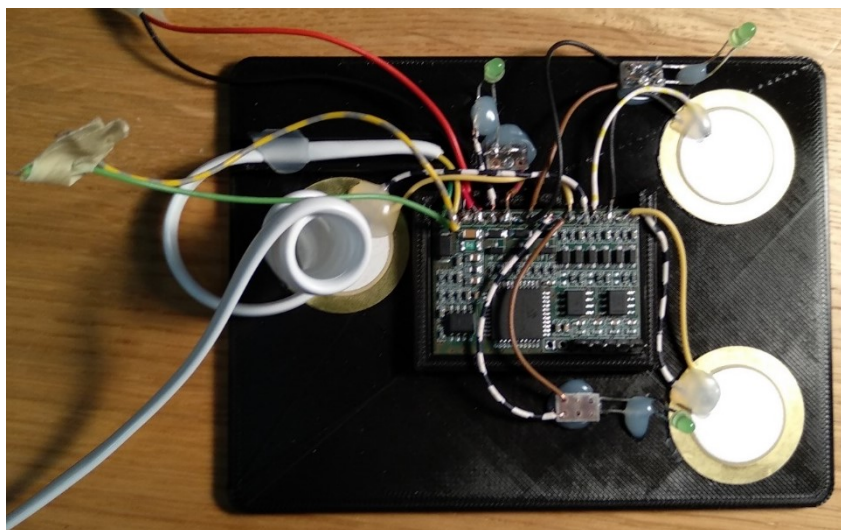
Obr. 5.7: Vložka osazená prvky před překrytím druhou vložkou

Řídící DPS byla navržena a osazena součástkami a konektory, kdy na vrchní straně jsou SMD součástky a signalizační LED diody a na spodní straně jsou pak již jen konektory a termistor, který je záměrně umístěn na spodní straně vzhledem k umístění baterie. Tato baterie přesně zapadá do volného prostoru nad termistorem a vytváří s hranou konektorů jednotlivý útvar. Na boční straně jsou pak vyvedena ovládací tlačítka, viz Obr. 5.8.



Obr. 5.8: Pohled na řídicí část s baterií bez krytu

Pro potřebu programování firmwaru byl realizován plantární testovací přípravek, který namísto vibračních motorků využívá pro signalizaci sepnutí indikační LED diody. Řídicí testovací blok se pak funkčně od produkční verze neliší. Níže je vyobrazena pouze testovací plantární část Obr. 5.9.



Obr. 5.9: Plantární testovací přípravek

Firmware obou DPS byl realizován v prototypovém formátu pro provádění stimulačních testů a měření. Další úpravy jsou možné a budou se s největší pravděpodobností odvíjet od výsledků z měření a provedeného testování. Poslední nahrané verze firmwaru pro obě DPS jsou uvedeny v příloze F. Tím, že se jedná o zařízení postavené na digitálních obvodech je možné změnou firmwaru značně měnit funkcionalitu celého zařízení. Přehrání DPS je následně možné prostřednictvím ICSP a programátoru.

5.1 Konečná podoba sestavy

Finální podoba prototypové vložky viz Obr. 5.10, kde snímek nahoře vlevo zobrazuje pohled na vložku shora, snímek nahoře vpravo představuje pohled na vložku zespodu a spodní snímek zachycuje pohled na kompletní strukturu z boku. Jedná se o prototypovou podobu, proto jsou vložky vzájemně spojeny pomocí papírové pásky. U finální produkční verze by pak vložky mohly být vzájemně slepeny například lepidlem Pattex Chemoprén pro Obuv, které by mělo zachovat flexibilitu finální vložky. Na straně je vyveden přívodní vodič s koncovkou RJ11 pro propojení s řídicí DPS a na druhé straně jsou pak dva vodiče (modrá, zelená) pro možný real-time přenos dat do PC (DEBUG piny), kdy oba vodiče je nutné pro připojení napojit na externí UART/USB převodník.



Obr. 5.10: Finální podoba vložky



Obr. 5.11: Umístění vložky v botě

Na Obr. 5.12 je uvedena podoba řídicí elektroniky a zároveň druhá část zařízení. Na snímku vpravo je zobrazena finální podoba navržené a vyrobené krabičky na 3D tiskárně s elektronikou uvnitř. Na levé straně je pak podoba vnitřního prostoru, kde ještě nejsou vodiče baterie napevno zapájeny do DPS. Baterie je k DPS připevněna pomocí oboustranné lepicí pásky o tloušťce 1 mm. Mezi baterií a DPS je v místě kontaktu s termistorem nanесena teplovodivá pasta pro zajištění lepšího tepelného přenosu a správné funkcionality ochrany nabíjecího managementu proti přehřátí baterie.



Obr. 5.12: Finální podoba řídicí části s realizovaným krytím

Krabička s řídicí DPS je k noze připevněna pomocí dvou suchých zipů. Na krabičce ze strany nohy je nalepen pěnový materiál o tloušťce cca 4 mm. Kombinace pěnového materiálu a jemného suchého zipu zajišťuje pevnou fixaci na noze, přičemž je zajištěno maximální pohodlí při nošení zařízení.

Celková váha krabičky se pohybuje kolem 218 g, což při reálné chůzi neomezuje testovanou osobu a zařízení lze užívat bez omezení dlouhou dobu.



Obr. 5.13: Umístění zařízení na testovaném

Podkladové materiály k vyrobeným krycím prvkům (krabička, ochrany vibračních motorků) jsou uvedeny v příloze (Příloha E). Všechny tyto prvky byly tištěny na 3D tiskárně, kdy krabička je z pevnějšího PLA plastu a ochrany vibračních motorků jsou pak tištěny z gumového materiálu TPU-95A.

5.2 Popis funkce

5.2.1 Nabíjení

Zařízení je při připojení jakéhokoliv zdroje defaultně nastaveno tak, že baterii nabíjí proudem $I = 100 \text{ mA}$. Je-li systém před připojením externího zdroje napájení vypnut, pak i po jeho připojení je mikrokontroler a zbytek zařízení stále bez napájení. Pro změnu napájecího proudu je nutné zapnutí zařízení tzn., že po stisku tlačítka BTN1 se sepne napájení mikrokontroleru, který již automaticky nastaví nabíjecí proud podle připojeného zdroje. V případě, že je zdrojem USB port počítače, pak nastaví nabíjecí proud maximálně na $I = 500 \text{ mA}$. V případě že externím zdrojem je 5 V napájecí

adaptér, pak nastaví maximální nabíjecí proud na cca $I = 1,4$ A. Nabíjení je indikováno pomocí tří stavových LED, jejichž kombinace svícení značí různé stavy nabíjecího managementu. Tyto kombinace a jejich význam jsou podrobněji uvedeny v datasheetu použitého prvku MCP73871 (4.2.2.2), nicméně pro prvotní představu svícení červené LED spolu se žlutou značí nabíjení baterie a kombinace současného svícení červené a zelené LED, pak indikuje nabitou baterii. Případná chyba je indikována rozsvícením všech tří stavových LED diod současně. Při odpojení externím zdroji a napájení systému z baterie není nabíjecí management aktivní a stavové LED nesvítí.

5.2.2 Ovládání zařízení

Pro zapnutí zařízení je nutné stisknout tlačítko BTN1, které slouží i pro následné vypnutí zařízení při stisku delším než 5 s. Následně se připojí mikrokontroler a po kontrole stavu nabití baterie zpřístupní napájení dalším částem zařízení a umožní uživateli další ovládání. Systém se zapíná vždy do „standby“ režimu, ve kterém není spuštěno měření ani stimulace. Pro přepínání mezi funkčními režimy slouží krátké stisky tlačítka BTN1 a pro indikaci aktuálně sepnutého funkčního modu slouží řada šesti zelených LED. Kdykoli je možné současně se stimulací provádět měření definovaných parametrů a samotné měření je zapínáno či vypínáno pomocí tlačítka BTN2 s dobou zmáčknutí delší než 2 s. Stav měření (zapnuto/vypnuto) je indikováno žlutou LED v blízkosti tlačítka. Krátkým stiskem BTN2 se na již zmíněných šesti indikačních LED diodách zobrazí stav nabití baterie, kdy procentuální význam indikace je uveden v tabulce, viz Příloha C. Při stisku obou tlačítek zároveň po dobu delší než 5 s dojde k restartu zařízení a uvedení do standby režimu a při stisku obou tlačítek delším než 10 s je pak zařízení uvedeno nejen do stavu standby, ale současně jsou smazána veškerá naměřená data. Popis funkcí tlačítek a význam indikačních LED jsou přehledně uvedeny v příloze C.

5.2.3 Měření a stimulace

Jak již bylo uvedeno výše, tak měření je zapínáno a vypínáno stiskem tlačítka BTN2 po definovanou dobu s indikující žlutou LED v blízkosti tlačítka. Měřená data se skládají ze tří hodnot, kde první značí čas v 10 ms od poslední události, druhá hodnota pak označuje prvek a poslední pak značí událost. Na základě těchto naměřených hodnot je již možné v kombinaci s naměřenými externími parametry (celková ušlá vzdálenost) dopočítat zbylé hodnotící parametry jako počet kroků za minutu atd. Studované parametry jsou uvedeny v Tab. 6.2.

Stimulační módy jsou přepínány pomocí krátkého stisku tlačítka BTN1. Celkem je možné přepínat mezi šesti funkčními módy, kdy první mód je jediný nestimulační a značí standby režim. Další módy jsou již stimulační, kdy je stupňován výkon vibračních motorků. Řízení v tomto případě znamená ovládání NMOS tranzistoru pomocí PWM modulace od 60 % do 100 % s krokem po 10 %. Cílem tohoto řízení je ovládání napájení motorků a regulace jejich výkonu.

Pro možné pozdější využití je součástí zařízení i akcelerometr, který již nebylo možné do této práce zakomponovat a použít pro měření, nicméně v rámci schématu řídicí DPS se s ním počítá a je možné jej v budoucnu použít pro získání dalších informací. Vzhledem k případnému většímu objemu dat je součástí i FLASH paměť, která by měla sloužit k ukládání zaznamenaných dat z měření a umožnit dlouhodobější snímání.

6 Hodnocení funkcionality

V rámci této části jsou uvedeny poznatky vztahující se k testování funkce zařízení a následnému provádění měření na dobrovolnících.

6.1 Testování a měření

6.1.1 Testování funkcionality zařízení

Po kompletním osazení, kompletaci zařízení bylo nutné ověřit správnost hardwaru, což bylo možné otestovat nejdříve vizuální kontrolou a následně připojením externího napájení +3,3 V, přičemž proběhla kontrola možných zkratů na DPS a správného rozvedení napěťových úrovní v rámci zapojení. Dalšímu stupni kontroly předcházelo programování funkčního firmwaru, který zajišťuje primární „oživení“ DPS a celkovou funkcionality zařízení. Při programování se vycházelo z popisu funkcí uvedených v příloze C a příloze D. Veškeré testovací práce a odlaďování funkcionality firmwaru probíhalo na vyčleněných testovacích DPS, viz Obr. 5.9. Finální firmwary byly následně nahrány do produkčních DPS, kde proběhla finální kontrola funkcionality. Po této proceduře bylo již zařízení kompletně sestaveno a připraveno pro reálné fyzické testování na dobrovolnících.

Při testování se ukázaly slabiny navrženého měřicího mechanismu a celkově použití piezosenzorického měření tlaků ve vztahu ke sledování parametrů chůze. Jednotlivé piezoměniče totiž reagují na stlačení odlišně a neposkytují stabilní hodnoty na vstupu při obdobných podmínkách měření. Velký vliv má už samotná realizace a výroba zařízení a měřících struktur. Měření je tedy v tuto chvíli zatíženo chybou, kterou nelze zcela eliminovat, ale lze ji alespoň korigovat pomocí interní filtrace a správným nastavením citlivosti. Toto nastavení je ale pro každou vložku značně individuální, a proto nelze s jistotou zajistit shodné chování všech zařízení. Každé zařízení může do měření zanechat trochu jinou chybu, tudíž není doporučeno porovnávat data z různých systémů. Měření po provedeném nastavení a úpravě citlivosti rámcově odpovídá realitě, ale nelze výsledky považovat za příliš přesné a průkazné. Spínání stimulace funguje bez problému a reaguje v požadovaných situacích správně a spolehlivě, tzn. při sešlápnutí dojde ke spuštění stimulace, a naopak při klidném stojí stimulace neprobíhá. Primárním účelem navrhovaného a vyrobeného zařízení by měla být realizace vibrační stimulace v definovaných oblastech a měření parametrů chůze by mělo být spíše doplňkové. Při testování zařízení byl odvozen fixní stimulační čas, který lze nastavit ve firmwaru mikrokontroleru plantární DPS. Tento čas je pro následné měření dat nastaven na $t = 600$ ms. Po tuto dobu bude spuštěn každý motorek zvlášť v případě, že byla zaznamenána jakákoliv událost na příslušném piezosenzoru (sešlápnutí, odšlápnutí). Každá zaznamenaná událost opětovně spouští časování zapnutí motoru. Tento čas byl zvolen jako kompromis. U zdravých lidí by mohl být nastaven kratší z důvodu pravděpodobně rychlejší chůze. U nemocných je předpoklad pomalejšího pohybu a větší potřeba stimulace, takže v takovém případě by bylo vhodné tento čas naopak prodloužit.

6.1.2 Měření dat

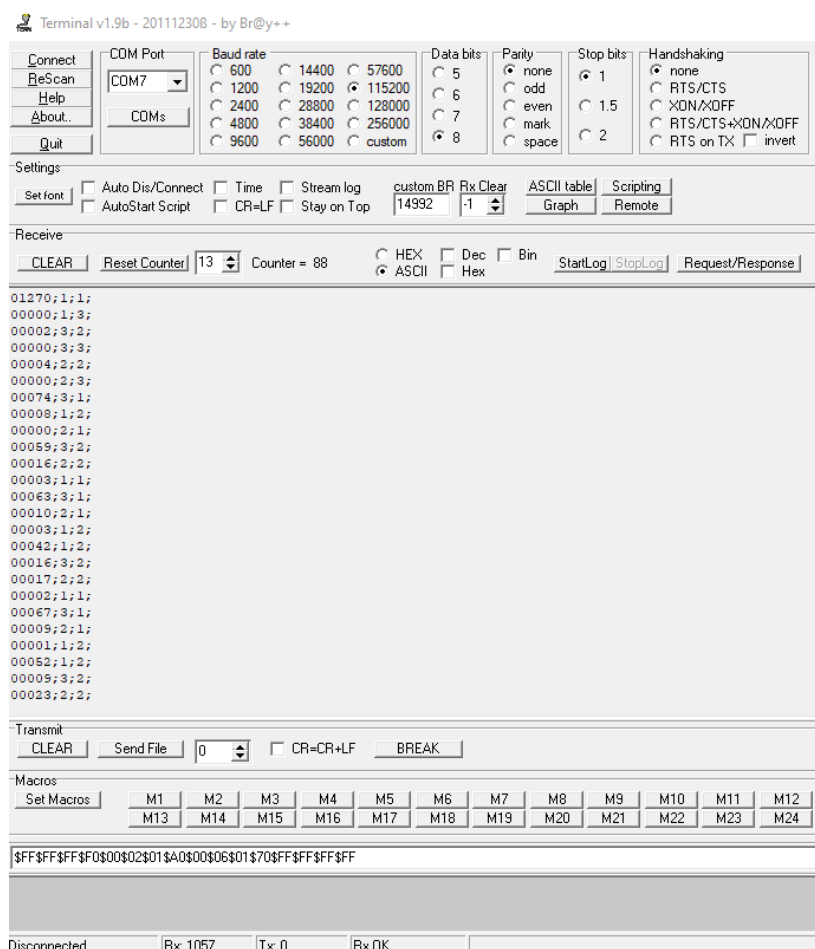
Z důvodu pandemie nebylo možné provádět měření přímo na lidech trpících PD, proto bylo provedeno pouze měření a testování na kontrolní skupině zdravých lidí. Dalším cílem tohoto měření bylo ověření funkcionality navrženého a sestaveného zařízení.

6.1.2.1 Průběh měření

Měření probíhalo na chodbě bez překážek, přičemž délka měřené dráhy byla 20 m o čtvercovém půdorysu, takže měřený pohyb nezahrnoval otočky. Testované osoby měly chodit ve volném tempu po dobu minimálně 3 minut, přičemž se počítala celá dokončená kola. Nejprve se provedlo měření bez spuštěné stimulace a následně se synchronní vibrační stimulací při maximálním výkonu vibračních motorků (střída řídicího PWM 100 %). Vibrace byly spuštěny každou změnou na piezosenzoru (sešlápnutí i odšlápnutí) a doba spouštění motoru byla nastavena na 600 ms čistého času, přičemž každá událost na piezosenzoru tento čas zapne od začátku, takže reálný čas stimulace u každého motoru mohla být výrazně delší. Čas spuštění motorů byl empiricky zjištěn při testování zařízení. U zdravých osob by tento čas mohl být ještě o něco kratší (rychlejší chůze), zatímco u nemocných osob by tento čas mohl být naopak delší (předpoklad pomalejší chůze). Při měření bez i se stimulací byla použita pouze levá vložka u všech probandů. Mezi chůzí bez a se spuštěnou stimulací byla zařazena pětiminutová klidová pauza, kdy testované osoby seděly. Měřená data byla vyčítána real-time přímo z plantární části prostřednictvím DEGUG pinů, přičemž data byla přes externí UART/USB převodník zasílány do počítače a vypisovány v terminálu PuTTY. Rychlost čtení dat v tomto terminálu je ale omezená a je možné, že data mohla být tímto způsobem vyčítání ovlivněna a zatížena chybou. Pro možné další vyhodnocení byly sledovány parametry celkové ušlé vzdálenosti. Při testování nebyla zaznamenána žádná kolize, která by mohla mít vliv na výsledná data. Měření probíhalo u všech osob na stejném místě a za stejných definovaných podmínek.

6.1.2.2 Zpracování naměřených dat

Naměřené hodnoty byly vyčteny prostřednictvím USB do terminálového programu v PC (např. PuTTY nebo Terminal), viz Obr. 6.1.



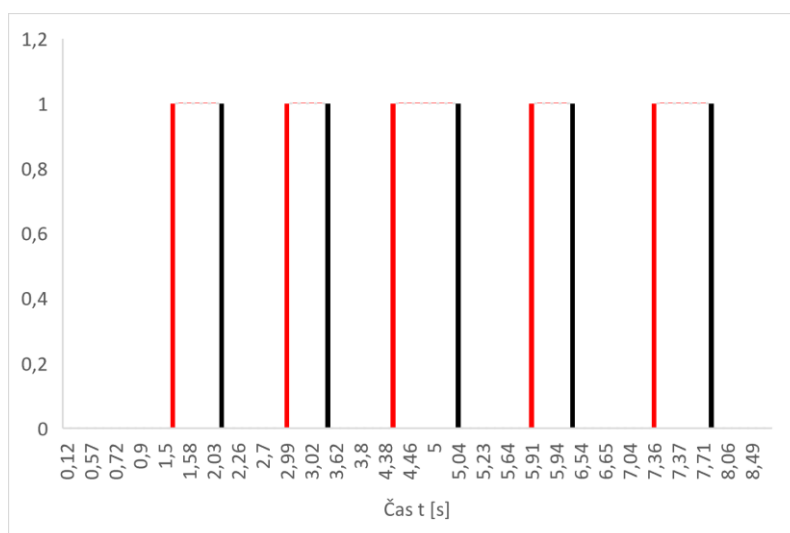
Obr. 6.1: Zobrazení terminálového okna s měřenými daty

V prvním sloupci jsou uvedeny časy v 10 ms a udávají čas od jakékoliv poslední měřené události. Druhý sloupec pak uvádí, kterého stimulačního prvku se událost týká (1 – špička, 2 – klenba, 3 – pata). Třetí sloupec pak uvádí, o jakou událost se jedná (1–2 odkazuje na piezosenzor a 3-4 odkazuje na motor). Přehledně je vše uvedeno v Tab. 6.1.

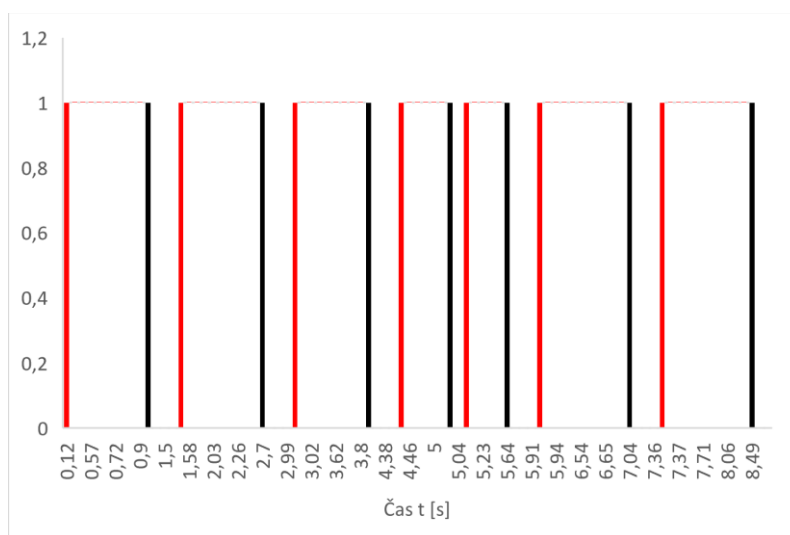
První sloupec	Druhý sloupec			Třetí sloupec			
Čas v 10 ms	1	2	3	1	2	3	4
	Špička	Klenba	Pata	Sešlápnutí piezo	Odšlápnutí piezo	Sepnutí motoru	Vypnutí motoru
Sloupce jsou vzájemně odděleny pomocí ";"							

Tab. 6.1: Význam přenášených dat ze zařízení

Data z terminálu je možné vykopírovat například do textového souboru a jeho uložení s koncovkou „.csv“ jsou data prakticky převedena do excelovského formátu. Pro vytvoření názorných grafů poskytujících lepší představu o naměřených datech byly naměřené hodnoty zpracovány v Microsoft Excel 365. Podoba možných zobrazení dat viz ilustrační grafy Obr. 6.2 a Obr. 6.3. Nevýhodou tohoto zobrazení je omezení rozlišitelnosti v případě velkého objemu dat, přičemž závisí na zobrazovaném parametru. V grafech je pro názornost zobrazena jen část naměřených dat. Je možné zobrazovat různé parametry od střídání chůze po vývoj časových parametrů chůze apod.



Obr. 6.2: Zobrazení části naměřených dat z činnosti senzoru č. 3 (pata)



Obr. 6.3: Zobrazení části naměřených dat z činnosti motoru č. 3 (pata)

Červená hrana značí sešlápnutí/sepnutí senzoru/motoru a černá naopak odšlápnutí/vypnutí senzoru/motoru. Oba záznamy na Obr. 6.2 a Obr. 6.3 představují stejný měřený úsek dat. Na základě tohoto snímání lze rozpoznat časové intervaly kroků apod.

Zpracování hodnot a výpočet sledovaných parametrů bylo provedeno v programu Scilab 6.1.0. Data z jednotlivých senzorů nejsou příliš přesná, a i přes nastavenou citlivost a filtraci se v datech nachází řada zákmitů a přeslechů, které data zásadně ovlivňují. Výsledné parametry jsou vzhledem k počtu senzorů a snaze eliminovat zákmity v datech pro získání rámcově reálné hodnoty vzájemně průměrovány. Výsledkem jsou tedy průměrné hodnoty měřených parametrů plynoucích z naměřených dat ze všech tří senzorů a celkově jsou tedy výsledné parametry spíše orientační. V programu Scilab byl vytvořen skript, který zajistí výpočet celkového času měření, počtu kroků, průměrného počtu kroků za minutu a průměrné doby trvání dvou kroků. Po dodání hodnoty celkové ušlé vzdálenosti je možné ze získaných parametrů dopočítat průměrnou rychlost chůze a průměrnou délku jednoho kroku. Zpracování dat není plně automatické a vytvořený skript poskytuje pouze základní funkce pro zpracování naměřených dat.

6.2 Zhodnocení dosažených výsledků

Celkem se testování zúčastnilo 6 zdravých lidí ve věku 25-30 let, přičemž testování se zúčastnili pouze muži. Vzhledem k nízkému průměrnému věku a skupině bez zdravotních potíží, nepanoval předpoklad zlepšení měřených parametrů při porovnávání výsledků měření chůze bez a se spuštěnou stimulací. Z důvodu omezené variability a velikosti testovacího vzorku/počtu osob nelze naměřená data považovat za průkazná pro ověření funkce tohoto terapeutického přístupu. Zpracované výsledky z naměřených dat nejsou zcela přesné a poskytují pouze omezené informace o skutečném efektu vibrační stimulace a účinnosti zařízení. Zpracované výsledky z měření jsou uvedeny v Tab. 6.2.

	Měření	Celková ušlá vzdálenost [m]	Celkový čas měření [s]	Průměrná rychlost [m/s]	Celkový počet kroků	Počet kroků /min	Délka kroku [m]	Čas dvou kroků [s]
Bez stimulace	1	220	487,91	0,45090283	922	118	0,23861171	1,060898
	2	200	259,74	0,77000077	470	112	0,42553191	1,0618841
	3	240	440,55	0,544773578	776	112	0,30927835	1,1039962
	4	220	459,32	0,478968911	836	118	0,26315789	1,1052047
	5	220	438,84	0,501321666	840	124	0,26190476	1,0515594
	6	200	441,39	0,453114026	842	124	0,23752969	1,0505959
Se stimulací	1	100	180,56	0,553832521	290	104	0,34482759	1,2401662
	2	180	284,61	0,632444398	410	84	0,43902439	1,2236634
	3	140	199,32	0,70238812	336	100	0,41666667	1,1862424
	4	120	199,88	0,600360216	344	102	0,34883721	1,1585207
	5	140	302,78	0,462381927	468	108	0,2991453	1,0328636
	6	200	364,75	0,548320768	528	100	0,37878788	1,230233

Tab. 6.2: Výsledné parametry chůze u testovaných osob

Z hlediska statistického hodnocení jsou důležité parametry „průměrná rychlost“, „délka kroku“ a „čas dvou kroků“. Tyto parametry byly podrobeny statistické analýze.

Rozdíly mezi hodnotami bez a se stimulací					
Průměrná rychlost		Délka kroku		Čas dvou kroků	
[m/s]	[%]	[m]	[%]	[s]	[%]
-0,103	-22,83	-0,106	-44,51	-0,179	-16,90
0,138	17,86	-0,013	-3,17	-0,162	-15,24
-0,158	-28,93	-0,107	-34,72	-0,082	-7,45
-0,121	-25,34	-0,086	-32,56	-0,053	-4,82
0,039	7,77	-0,037	-14,22	0,019	1,78
-0,095	-21,01	-0,141	-59,47	-0,180	-17,10

Tab. 6.3: Rozdíly mezi hodnotami parametrů bez a se stimulace – z pohledu dat bez stimulace

Primárně byla provedena explorativní analýza, kde bylo zjištěno, že data neobsahují odlehá pozorování ovlivňující další analýzu. Jedná se o párová data ve všech třech případech, proto pro následnou analýzu připadaly v úvahu následující testy: Párový studentův t-test, Párový znaménkový test, Wilcoxonův párový test. Pro výběr testu bylo nutné ověřit, zda analyzovaná data mají normální rozdělení. Pro možné použití testů bylo nutné ověřit normalitu rozložení rozdílů párových dat každého parametru, přičemž rozdílové hodnoty jsou uvedeny v Tab. 6.3. Normalita dat byla ověřena pomocí Shapirovova - Wilkovova testu a výsledné p-hodnoty jsou uvedeny v Tab. 6.4. Na hladině významnosti

0,05 nelze u všech testovaných souborů zamítnout nulovou hypotézu a analyzovaná data tedy mají normální rozdělení.

Průměrná rychlost	Délka kroku	Čas dvou kroků
0,183	0,644	0,274

Tab. 6.4: Výsledky ověření normality dat Shapirovým-Wilkovým testem – *p*-hodnoty

Na základě ověření podmínek normality bylo možné pro analýzu zvolit oboustranný Párový studentův *t*-test. Nulová hypotéza byla u všech analyzovaných parametrů stejná, přičemž spočívala v předpokladu, že nebude rozdíl mezi střední hodnotou dat naměřených při vypnuté a zapnuté stimulaci.

Průměrná rychlost	Délka kroku	Čas dvou kroků
0,330	0,009	0,024

Tab. 6.5: Výsledky Párového studentova *t*-testu – *p*-hodnoty

Na hladině významnosti 0,05 a výsledků uvedených v Tab. 6.5 zamítám u analyzovaného parametru průměrné rychlosti alternativní hypotézu a přijímám nulovou hypotézu, že mezi naměřenými hodnotami průměrných rychlostí není statisticky významný rozdíl. U parametrů průměrné délky kroku a průměrného času dvou kroků na hladině významnosti 0,05 zamítám nulovou hypotézu a přijímám alternativní hypotézu, že mezi naměřenými hodnotami bez a se stimulací je statisticky významný rozdíl. Na základě provedené statistické analýzy lze předpokládat, že vibrační stimulace měla vliv na parametry chůze u testovaných osob minimálně ve vztahu ke změně délky kroku a doby trvání dvou kroků. Další analýza pomocí stejného *t*-testu ale s jinou testovanou hypotézou prokázala, že průměrná délka kroku bez stimulace byla kratší než při měření se stimulací (*p*-hodnota = 0,004). V případě průměrného času dvou kroků byla taktéž provedena dodatečná analýza stejným *t*-testem, přičemž bylo zjištěno, že průměrný čas dvou kroků byl při měření bez stimulace kratší než při měření se stimulací (*p*-hodnota = 0,012). Hladina významnosti byla u obou dodatečných analýz stanovena na 0,05, přičemž přijatá alternativní hypotéza zněla, že hodnoty naměřené bez stimulace jsou menší než hodnoty naměřené se stimulací.

Touto analýzou dat byl vyvrácen původní teoretický předpoklad, že vibrační stimulace u testovaných subjektů nebude mít vliv na jejich chůzi. Výsledky po testování osob trpících PD by měly vykazovat ještě větší efekt studované metody. U parkinsoniků by mělo dojít při stimulaci k prodloužení průměrné délky kroku, kratšímu průměrnému času dvou kroků a zvýšení rychlosti chůze. Je nutné brát v potaz relevantnost naměřených dat, kde, jak již bylo popsáno výše, je zanesena jistá chyba při měření, tudíž i závěry z provedené analýzy nelze považovat za zcela průkazné. Dále je nutné provést měření na větším počtu osob, aby byla prokázána či vyvrácena celková účinnost plantární vibrační stimulace, kdy primárně by se další výzkum měl zaměřit na osoby trpící PD a případně prokázat pozitivní efekt terapie na mobilitu těchto lidí.

7 Závěr

Primárním cílem řešeného zadání bylo navržení a realizace zařízení pro plantární vibrační stimulaci. Dle předpokladů a dříve zveřejněných studií by tento způsob stimulace mohl mít pozitivní účinek na mobilitu pacientů trpících Parkinsonovou chorobou, a i jinými onemocněními, u kterých je příznakem zhoršená pohyblivost.

V první části textu byly shrnuty teoretické poznatky vztahující se k tématice Parkinsonovy choroby. Primárním cílem bylo vytvoření obecného shrnutí, které vyzdvihuje nejen podstatné základní informace o tomto onemocnění, ale hlouběji se věnuje jednotlivým příznakům. Příznaky obecně přímo souvisejí s odumíráním dopaminergních buněk v mozku, kdy dosud není známá příčina tohoto jevu. Nedostatek dopaminu pak způsobuje třes, ztuhlost a poruchy mobility a postury. Dále se text věnuje aktuálně používaným léčebným a terapeutickým postupům. Výsledkem této části je pak komplexní představení problematiky onemocnění s relevantními informacemi. Zároveň bylo snahou vytvořit formálně přívětivý text, který i nezasvěcenému čtenáři podá dostatečné informace pro pochopení následující řešené problematiky.

Na část ryze teoretickou navazuje praktičtější studium rešeršních zdrojů věnujících se problematice možného vlivu externích stimulací na projevy Parkinsonovy choroby. Byly studovány i články, které okrajově souvisejí s řešenou problematikou pro komplexnější pochopení samotného působení různých stimulací na pacienty s pohybovými obtížemi. Celkově lze výsledky rešerše shrnout do několika bodů. Vesměs všechny studie soustředící se přímo na problematiku plantární stimulace prováděly testování na poměrně malém počtu subjektů, takže nelze s jistotou považovat jejich výsledky za průkazné. I přes malý počet měření byl ale na vybraných probandech sledován pozitivní vliv prováděné stimulace. Obecně se výsledky shodují, že aplikace vibrací o různých frekvencích mělo pozitivní efekt na mobilitu pacientů postižených Parkinsonovou chorobou, přičemž efekt na zdravé lidi byl minimální. Zařízení používaná v rámci těchto studií posloužila jako předloha pro návrh konceptu měření a celkové podoby zařízení později realizovaného v rámci praktické části této práce.

Na základě poznatků získaných při studiu rešeršních materiálů bylo vytvořeno koncepční schéma finální podoby zařízení, které bylo následně rozvedeno do podrobnějšího blokového schématu. Současně s vytvořením konceptu podoby zařízení byl navržen i koncept celkové funkcionality a záměru prováděného měření.

Zařízení se skládá ze dvou částí, kdy první je nazvána plantární a představuje funkční vložku, která přímo realizuje snímání sešlapů pomocí piezoměničů a synchronní vibrační stimulaci prostřednictvím mincových vibračních motorků v definovaných místech. Rozmístění funkčních prvků odpovídá nejvíce exponovaným místům při došlapu, aby byl zajištěn maximální kontakt s chodidlem. Pro zvýšení pohodlí při nošení a ochrany stimulačních prvků byly navrženy a následně na 3D tiskárně vytisknuty ochranné struktury z gumového materiálu. Celkově byl při návrhu brán ohled na maximální efektivitu stimulace, zvýšení odolnosti zařízení a primárně i zajištění pohodlí při nošení, aby samotné užívání vložek neomezovalo při pohybu. Z toho důvodu je veškerá elektronika skládající se z DPS s mikrokontrolerem a základními součástkami a stimulační prvky umístěna mezi dvěma vložkami. Samotný návrh schémat a layoutů finálních desek provázelo poměrně detailní studium návrhových pravidel a použitých součástek. Samotná výroba desek byla outsourcována externí firmě, přičemž finální osazení, programování a testování bylo provedeno osobně s dohledem. Vyrobená vložka byla následně použita při testech na dobrovolnících.

Druhou část zařízení představuje řídicí část, která s vložkou komunikuje prostřednictvím RS485, přičemž fyzické propojení je realizováno vyrobeným propojovacím kabelem s koncovkou RJ11. Tato část zabezpečuje napájecí management celého zařízení a zprostředkovává práci s daty a případnou komunikaci s PC prostřednictvím USB. Tato část se primárně skládá z řídicí elektroniky s mikrokontrolerem a potřebnými periferiemi a baterií Li-Pol s dostatečnou kapacitou pro zajištění plné funkcionality systému po minimálně 12 hodin. Pro možnost řízení intenzity vibrační stimulace a ovládání jsou součástí dvě tlačítka a pro indikaci definovaných stavů a funkcionalit slouží série LED diod. Pro splnění požadavků na nositelnost zařízení byla navržena a na 3D tiskárně vytištěna krycí krabice, ve které je fixována elektronika. Zároveň je možné krabici pevně fixovat na nohu pomocí dvou jemných suchých zipů. Pohodlí a fixace je zajištěna pěnovou vrstvou nalepenou na stěně krabice, která přiléhá na nohu. I v tomto případě bylo nutné provést rozsáhlý průzkum součástek pro vytvoření funkčního schématu a následně finální DPS. Postup realizace byl obdobný jako při realizaci plantární DPS. Vložka s řídicí částí tvoří kompletní funkční systém pro realizaci synchronní vibrační stimulace s fázemi kroku, přičemž je možné měnit intenzitu této stimulace přepínáním definovaných funkčních módů. Zároveň vložka umožňuje provádět měření základních parametrů pro následnou analýzu a zhodnocení účinnosti stimulace. Přesnost měření je ale omezená vzhledem k povaze měření dat a slouží spíše k obecnějšímu hodnocení.

Testování zařízení potažmo terapie plantární vibrační stimulací bylo prováděno na skupině šesti zdravých mužů věku od 25 do 35 let. Původní záměr testování na osobách s PD nebylo možné splnit s ohledem na pandemickou situaci. Testování probíhalo na dráze o délce 20 m, kdy dobrovolníci měli chodit pohodlným tempem minimálně 3 minuty nejdříve při vypnuté stimulaci a následně při maximálním nastaveném výkonu vibračních motorků. Mezi úseky s měřením byla zařazena pauza cca 5-10 minut. Vibrační motorky byly empiricky nastaveny na spínání po dobu 600 ms od poslední akce na příslušném piezosenzoru. Po celou dobu měření byla snímána základní data o činnosti piezoměničů a vibračních motorků s časovými značkami. Vyčítání dat probíhalo real-time přímo z plantární DPS, kdy data byla zasílána přes UART/USB převodník přímo do terminálu v PC. Zaznamenaná data v terminálu bylo následně možné přepírávat do souboru pro následnou analýzu a výpočet zaznamenávaných parametrů chůze. Způsob měření pomocí piezoměničů není zcela vhodný vzhledem ke stabilitě zaznamenávání dat. Data jsou zatížena jistou chybou měření, která komplikují následnou analýzu dat. Synchronní stimulační funkce vložek v návaznosti na detekci piezosenzorů ale funguje bezproblémově, což bylo primárním cílem práce.

Samotná data je možné přímo graficky znázornit prostřednictvím grafů. Nezpracovaná data představují jednotlivé akce na prvcích vložky a reprezentují chůzi testované osoby. Základní zpracování dat bylo umožněno prostřednictvím napsaného skriptu, který provádí výpočet hledaných parametrů chůze. Dle získaných podnětů z rešeršních materiálů byly vybrány hlavní sledované parametry (průměrná délka kroku, rychlost a průměrný čas dvou kroků). Na těchto parametrech by měl být nejvíce zřetelný případný efekt plantární vibrační stimulace na chůzi. Na naměřených a zpracovaných datech od testovaných dobrovolníků bylo možné provést statistickou analýzu uvedených parametrů při uvažované hladině významnosti 5 %. U dat byla nejdříve ověřena normalita a následně bylo možné na základě splnění podmínek použít Párový studentův t-test. Dle výsledků nebyl prokázán statisticky významný efekt stimulace na průměrnou rychlost chůze, nicméně v případě průměrné délky kroku a průměrného času dvou kroků bylo zjištěno, že u obou parametrů byly při vypnuté stimulaci naměřeny statisticky významné menší hodnoty v porovnání s měřením se stimulací. Výsledky tedy poukazují na

možný reálný pozitivní efekt vibrační stimulace na chůzi i u zdravých osob. Výsledky ale mohou být silně ovlivněny již zmiňovanou chybou měření, proto nelze závěry analýzy považovat za průkazné i vzhledem k malému vzorku testovaných osob. Pro finální posouzení účinnosti terapie je nutné provést rozsáhlejší testování i na skupině lidí s Parkinsonovou chorobou, u kterých by měl být efekt stimulace pravým přínosem.

Závěrem bylo navrženo a realizováno funkční zařízení založené na řízení pomocí mikrokontrolérů, což umožňuje provádět další úpravy a odladění systému jen úpravami ve firmwaru. Zařízení splňuje veškeré požadavky zadání této práce a poskytuje možnosti provádět měření parametrů chůze, a především plantární vibrační stimulaci. Původním záměrem bylo ještě využití akcelerometru pro měření třesu a případně toto měření zaimplementovat do možného zpětnovazebního řízení výkonu stimulace. Tento záměr již nebylo možné v rámci realizace této práce splnit, a proto je pro možnou pozdější aplikaci akcelerometru udělána alespoň příprava, kdy v rámci layoutu řídicí DPS je možné tento prvek osadit a případně s ním v budoucnu pracovat. Na použití akcelerometru je přímo vázána i přítomnost FLASH paměti, která by měla pokrýt větší paměťové nároky systému v případě snímání dalších dat z akcelerometru. Osazením a zakomponováním FLASH paměti do systému by bylo možné provádět více měření bez nutnosti průběžného vyčítání dat. Další doporučení pro následný vývoj konceptu a celkově řešeného projektu je výměna senzorických piezoměničů za například silové tlakové senzory, jejichž cena je sice vyšší, ale poskytují stabilnější a spolehlivější výsledky pro měření parametrů chůze. Celkově dle závěrů této práce je potřeba další rozsáhlejší a podrobnější testování pro ověření skutečné účinnosti plantární vibrační stimulace, nicméně prozatímni výsledky i na základě informací ze studovaných odborných článků jsou poměrně slibné.

Použitá literatura

- [1] CHAKRABORTY, Ashok, Sam BRAUER a Anil DIWAN. A review of possible therapies for Parkinson's disease. *Journal of Clinical Neuroscience* [online]. 2020, **76**, 1-4 [cit. 2020-10-17]. ISSN 09675868. Dostupné z: doi:10.1016/j.jocn.2020.03.047
- [2] VISEUX, Frederic, Antoine LEMAIRE, Franck BARBIER, Pascal CHARPENTIER, Sebastien LETENEUR a Philippe VILLENEUVE. How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiologie Clinique* [online]. 2019, **49**(3), 263-268 [cit. 2020-10-28]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2018.12.006
- [3] Mechanoreceptor. *Cswiki.cz* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: <https://www.cswiki.cz/wiki/Mechanoreceptor>
- [4] Smyslové orgány. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Smyslov%C3%A9_org%C3%A1ny
- [5] POLANSKÁ. *Fyziologie smyslů* [online]. 2016 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/podzim2016/AFYZp/um/FyziologieSmysluBc_Polanska.pdf
- [6] ALFUTH, Martin. Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* [online]. 2017, **51**, 132-141 [cit. 2020-11-01]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.10.007
- [7] FRENKEL-TOLEDO, Silvi, Nir GILADI, Chava PERETZ, Talia HERMAN, Leor GRUENDLINGER a Jeffrey M HAUSDORFF. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **2**(1) [cit. 2020-10-18]. ISSN 17430003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-2-23
- [8] ROTH, Jan, Marcela SEKYROVÁ a Evžen RŮŽIČKA. *Parkinsonova nemoc*. 4., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2009. Medica. ISBN 978-80-7345-178-3. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:8c02cc70-bf1c-11e3-aec3-005056827e52>
- [9] MANCINI, Martina, Katrijn SMULDERS, Graham HARKER, Samuel STUART a John G. NUTT. Assessment of the ability of open- and closed-loop cueing to improve turning and freezing in people with Parkinson's disease. *Scientific Reports* [online]. 2018, **8**(1) [cit. 2020-10-18]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-31156-4
- [10] DE NUNZIO, Alessandro M., Margherita GRASSO, Antonio NARDONE, Marco GODI a Marco SCHIEPPATI. Alternate rhythmic vibratory stimulation of trunk muscles affects walking cadence and velocity in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2010, **121**(2), 240-247 [cit. 2020-10-19]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2009.10.018
- [11] JÖBGES, E.M., J. ELEK, J.D. ROLLNIK, R. DENGLER a W. WOLF. Vibratory proprioceptive stimulation affects Parkinsonian tremor. *Parkinsonism & Related Disorders* [online]. 2002, **8**(3), 171-176 [cit. 2020-10-31]. ISSN 13538020. Dostupné z: doi:10.1016/S1353-8020(01)00016-5
- [12] Piezoelektrický jev. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Piezoelektrický_jev&oldid=17637280
- [13] Piezoelektrické jevy [online]. 2016 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: http://fyzika.fs.cvut.cz/subjects/fzmt/lectures/FZMT_11.pdf
- [14] Coin Vibration Motors. *Precision Microdrives* [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://www.precisionmicrodrives.com/vibration-motors/coin-vibration-motors/>

- [15] Coin Vibration Motor. *Baolong Electronic Group Co., Ltd.* [online]. 2018 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://www.vibrationmotors.com/vibration-motor-product-guide/coin-vibration-motor/>
- [16] Coin Vibration Motors - Also Called Pancake Vibrator Motors. *Need-For-Power Motor Co., Ltd.* [online]. 2018 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://www.nfpmotor.com/products-coin-vibration-motors.html>
- [17] NOVAK, Peter a Vera NOVAK. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **3**(1) [cit. 2020-10-18]. ISSN 17430003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-9
- [18] WINFREE, Kyle N., Ingrid PRETZER-ABOFF, David HILGART, Rajeev AGGARWAL, Madhuri BEHARI a Sunil K. AGRAWAL. The Effect of Step-Synchronized Vibration on Patients With Parkinson's Disease: Case Studies on Subjects With Freezing of Gait or an Implanted Deep Brain Stimulator. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2013, **21**(5), 806-811 [cit. 2020-10-28]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi:10.1109/TNSRE.2013.2250308
- [19] Li-ion/Li-pol akumulátory. Airsoft online.cz [online]. [cit. 2021-04-08]. Dostupné z: https://www.airsoft-online.cz/user/related_files/navod-lipol-4.pdf
- [20] UPDRS [online]. 2006 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://img.medscape.com/fullsize/701/816/58977_UPDRS.pdf
- [21] Achilles Tendon Injuries. In: *Hospital for Special Surgery* [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://www.hss.edu/images/articles/leg-calf-gastrocnemius-muscles-soleus-muscle-achilles-tendon.jpg>
- [22] Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Lithium-polymerový akumulátor [online]. c2021 [citováno 8. 04. 2021]. Dostupný z WWW: https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Lithium-polymerov%C3%BD_akumul%C3%A1tor&oldid=19555275
- [23] Piezoelektrický měnič zvuku. In: *Yaboo* [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://yaboo.cz/cze_pl_Piezoelektricky-menic-zvuku-35mm-2416_1.jpg
- [24] Powder piezo. In: *Hw.cz* [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://automatizace.hw.cz/images/powder_piezo/smallts_tsp4.gif
- [25] LOU, Cunguang, Shuo WANG, Tie LIANG, Chenyao PANG, Lei HUANG, Mingtao RUN a Xiuling LIU. A Graphene-Based Flexible Pressure Sensor with Applications to Plantar Pressure Measurement and Gait Analysis. *Materials* [online]. 2017, **10**(9) [cit. 2021-04-03]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma10091068

Přílohy

Příloha A:	<i>Měřené charakteristiky a hodnoty</i>	II
Příloha B:	<i>Podkladové materiály k DPS.....</i>	III
Příloha C:	<i>Dokumentace k obsluze a významu signalizace.....</i>	VI
Příloha D:	<i>Dokumentace k přenosu dat a způsobu ovládání.....</i>	X
Příloha E:	<i>Podkladové materiály ke výrobě krytů</i>	X
Příloha F:	<i>Firmware.....</i>	X
Příloha G:	<i>Data z měření</i>	X

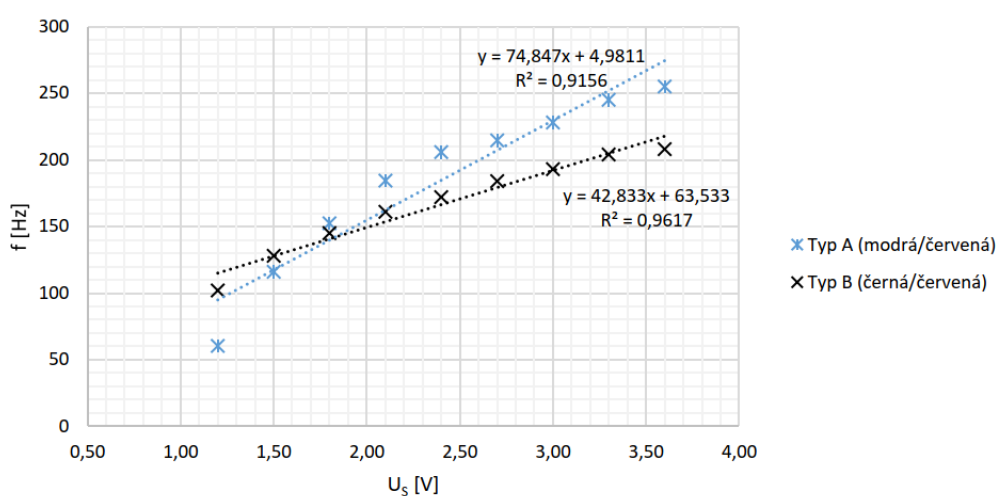
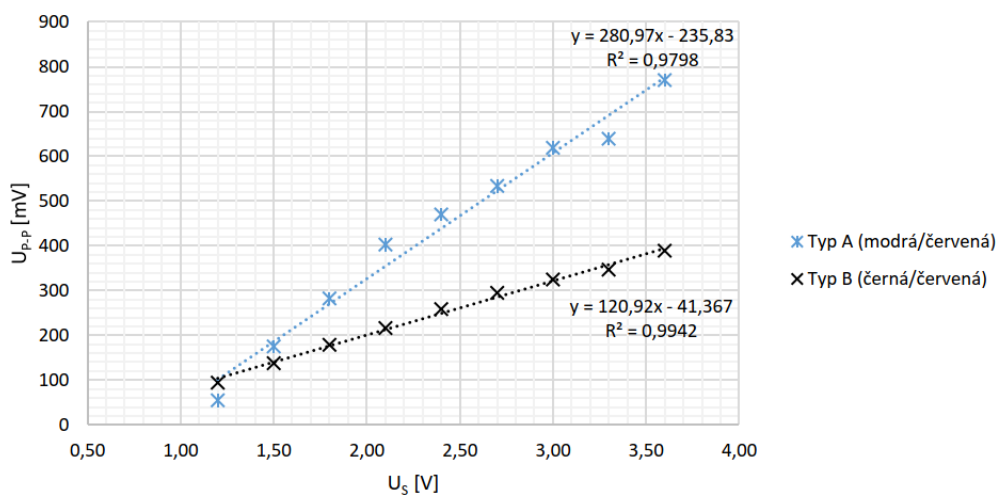
Příloha A: Měřené charakteristiky a hodnoty

Tato příloha obsahuje následující elektronické soubory:

- Měřené charakteristiky vybraných mincových vibračních motorů – Priloha_A_1.pdf

Výsledné naměřené charakteristiky mincových vibračních motorků

Vibrační mincové motory								
Typ A (modrá/červená)					Typ B (černá/červená)			
U_s [V]	U_{p-p} [mV]	I [mA]	f [Hz]		U_s [V]	U_{p-p} [mV]	I [mA]	f [Hz]
3,6	770,0	55,3	255		3,6	388,8	82,2	208
3,3	639,3	50,6	245		3,3	346,8	74,7	204
3,0	618,8	43	228		3,0	324,3	67,8	193
2,7	533,8	36,5	215		2,7	295,0	57,5	184
2,4	470,0	33	206		2,4	258,3	51,3	172
2,1	402,5	28,5	185		2,1	216,3	44,6	161
1,8	282,5	24	152		1,8	178,8	38,3	145
1,5	175,0	20,5	116		1,5	137,5	31,8	128
1,2	54,8	14	60		1,2	94,0	25,1	102



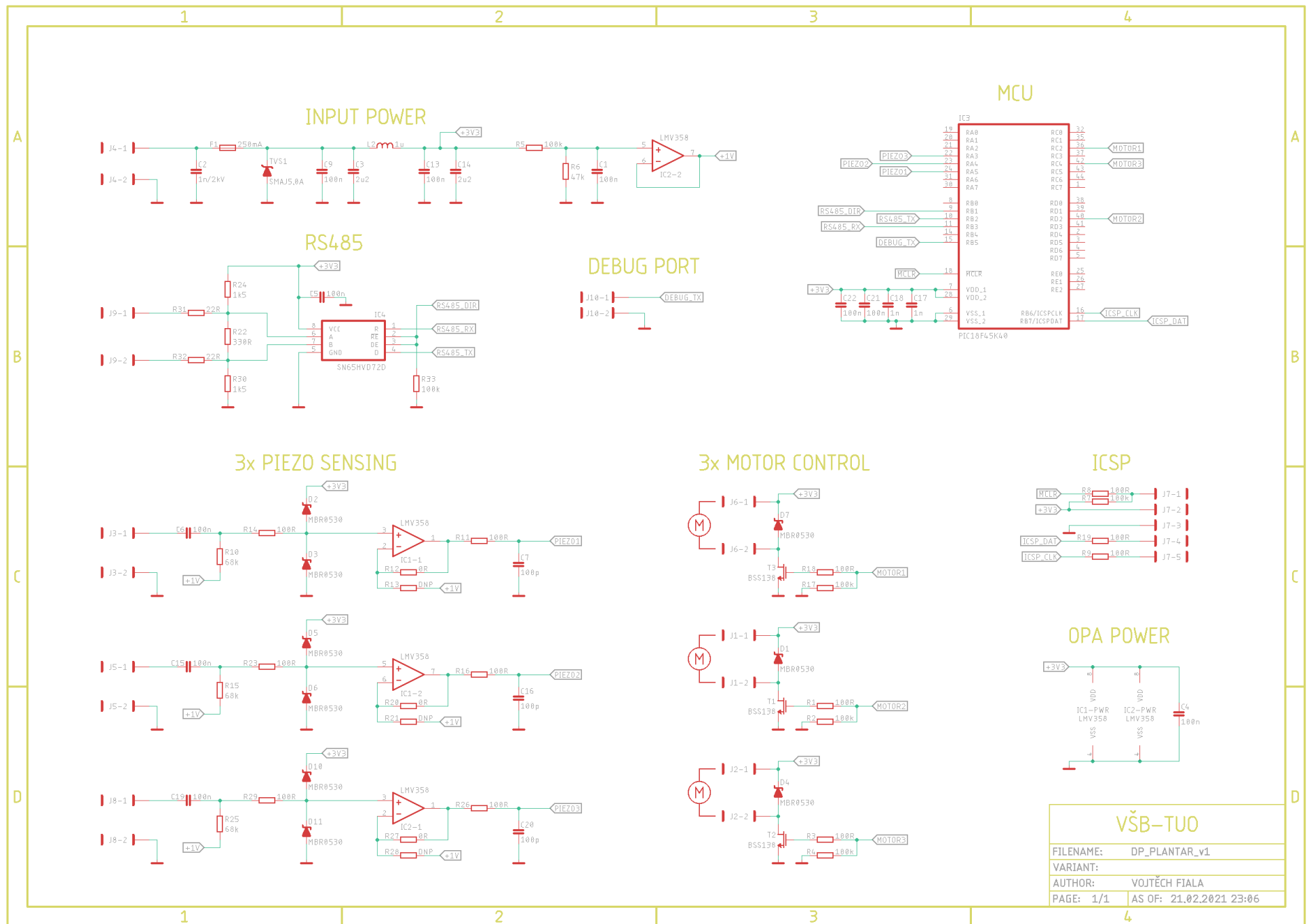
U_s - Napájecí napětí [V]; U_{p-p} - Napětí Peak-Peak (intenzita vibrací) [mV]; I - Odebíraný proud [mA];
 f - frekvence vibrací [Hz]

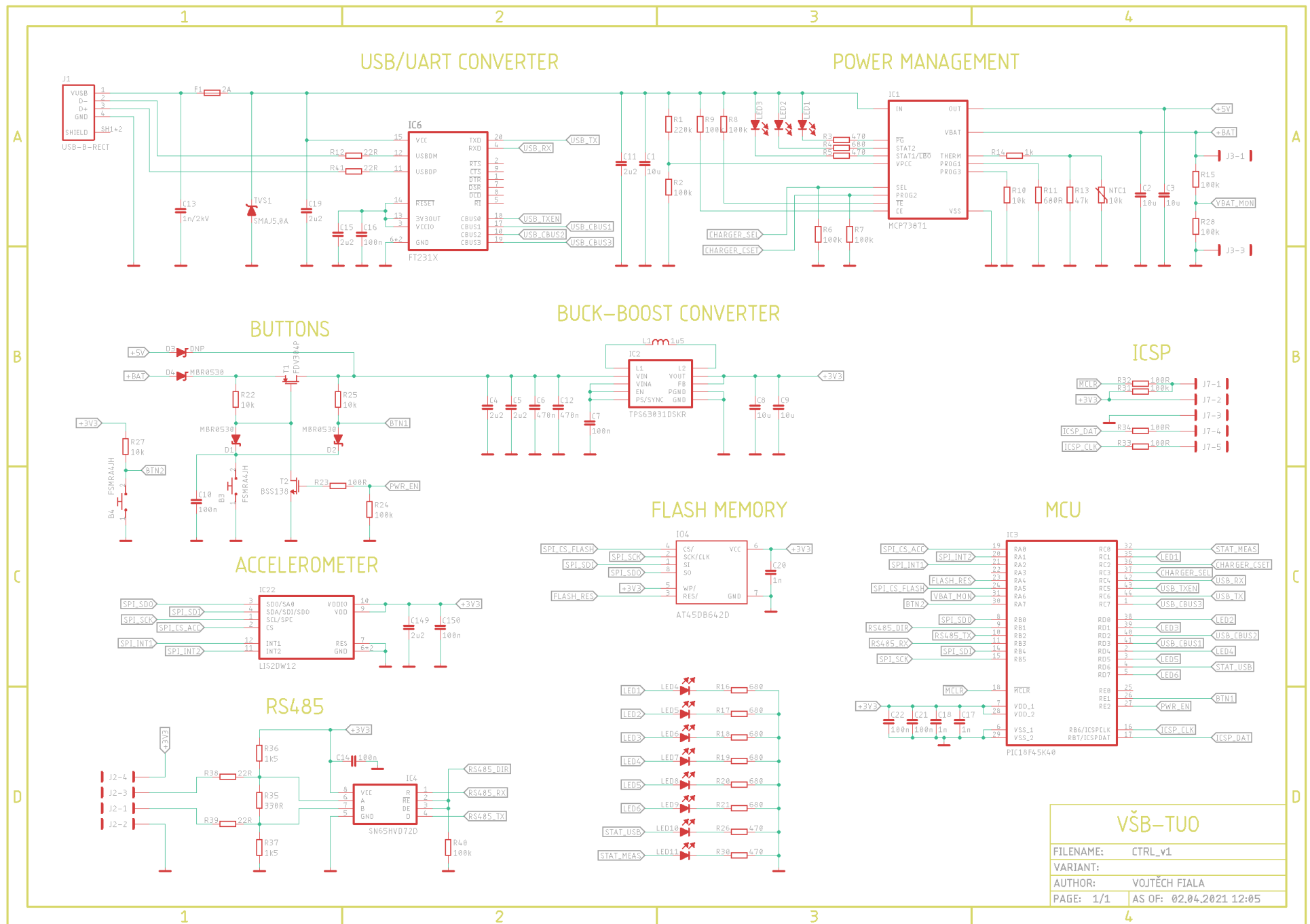
Příloha B: *Podkladové materiály k DPS*

V této příloze jsou sdruženy podkladové materiály týkající se schémat a návrhů obou DPS. Jedná se o elektronické soubory:

- Schéma plantární DPS – Priloha_B_1.sch
- Návrh plantární DPS – Priloha_B_2.brd
- Schéma řídicí DPS – Priloha_B_3.sch
- Návrh řídicí DPS – Priloha_B_4.brd

Níže jsou uvedena schémata plantární a následně řídicí DPS.





Příloha C: *Dokumentace k obsluze a významu signalizace*

V této příloze je obsažen soubor, kde jsou přehledně shrnuty informace k ovládacím funkcím tlačítek a signalizaci LED diod. Jedná se o elektronický soubor:

- Funkce tlačítek a význam LED signalizace – Priloha_C_1.xlsx

Níže je uveden obsah elektronického souboru

Celkem bude: 8x LED - 6x zelená a 2x žlutá pro indikaci 2x tlačítko 3x LED jako indikace stavu nabíjení viz Power management			
Vysvětlivky:			
"O"	LED svítí		
"X"	LED nesvítí		
"---"	LED bliká		
Defaultní nastavení = Není zapnutá ani stimulace ani měření, jen naběhne systém a změří se stav baterie (stav po zapnutí nebo resetu)			
Popis indikace použitých LED v rámci zařízení			
	Počet	Popis funkce	
Zelená LED	6	Indikace zvoleného režimu funkce a stavu baterie	
Žlutá LED	1	Indikace zapnutí měření	
		O	Zapnuto měření
		---	Blikne při odměření 1 minuty
		X	Neměří se
Žlutá LED	1	Indikace komunikace s PC	
		O	Připojeno a připraveno ke komunikaci prostřednictvím USB
		---	Přenos dat - posílá data na terminál
		X	Komunikace s PC je nedostupná
Indikace stavu nabíjení - různé kombinace signalizující stavy prvku nabíjecího managementu (zdokumentované v tabulce v datasheetu prvku MCP73871)			
Zelená LED	1	Např. v kombinaci s červenou LED značí stav plného nabití	
Žlutá LED	1	Např. v kombinaci s červenou LED značí stav nabíjení	
Červená LED	1	Např. indikace připojení externího zdroje (USB/nabíjecí adaptér) a činnosti nabíjecího managementu	

Ukazatel baterie (zelené LED) -> ovládání přes BTN_2								Poznámka
Napětí baterie	Kapacita baterie [%]	LED_1	LED_2	LED_3	LED_4	LED_5	LED_6	
+ 4,1 V	100-85	O	O	O	O	O	O	15%
	84-70	X	O	O	O	O	O	15%
	69-55	X	X	O	O	O	O	15%
	54-40	X	X	X	O	O	O	15%
	39-30	X	X	X	X	O	O	10%
	29-20	X	X	X	X	X	O	10%
+ 3,3 V	19-0	X	X	X	X	X	X	-> Systém se vypne a je vyžadováno dobití baterie

Volba režimu funkce (zelené LED) -> ovládání přes BTN_1								Poznámka
	PWM [%]	LED_1	LED_2	LED_3	LED_4	LED_5	LED_6	
Pouze měření	0	O	X	X	X	X	X	Standby režim s možností měření bez stimulace
Stimulace	60	X	O	X	X	X	X	
Stimulace	70	X	X	O	X	X	X	
Stimulace	80	X	X	X	O	X	X	
Stimulace	90	X	X	X	X	O	X	
Stimulace	100	X	X	X	X	X	O	Maximální stimulační výkon

BTN_1	Doba stisku [s]	Popis akce
	První stisk	Zapne se systém do defaultního nastavení - standby režim
	> 5	Vypne se celý systém
	< 5	Změna funkčního režimu (přepínání mezi stimulačními módy)
BTN_2	Doba stisku [s]	Popis akce
	> 2	Zapne měření nebo jej vypne
	< 2	Zobrazí se indikace stavu baterie na dobu 3s
BTN_1 + BTN_2	Doba stisku [s]	Popis akce
	> 10	Vymaže paměť - poslední zaznamenané měření
V aktuální verzi není implementováno - využití pouze v případě ukládání na FLASH, se kterou se v aktuální verzi nepočítá		

Příloha D: *Dokumentace k přenosu dat a způsobu ovládání*

V rámci této přílohy je obsažen elektronický soubor popisující funkce zakotvené ve firmwaru zařízení pro možné vyčítání dat a ovládání zařízení z terminálového softwaru v PC. Součástí přílohy je i obecný přehled velikosti a typu zaznamenávaných dat.

- Data a funkce pro ovládání z PC – Priloha_D_1.xlsx

Příloha E: *Podkladové materiály ke výrobě krytů*

V této příloze jsou sdruženy podkladové materiály („.stl“, „.sldprt“) pro realizace ochranné krabičky řídící DPS a prvků kryjících vibrační motorky. Jedná se o soubory z programu SOLIDWORKS 2020:

- Mechanika – Priloha_E_1

Příloha F: *Firmware*

Součástí této přílohy jsou firmwarové elektronické soubory nahrané v DPS. Tento firmware je možné upravovat podle potřeby a nahrát do příslušných DPS přes ICSP pomocí programátoru.

- Firmware plantární DPS – Priloha_F_1
- Firmware řídící DPS – Priloha_F_2

Příloha G: *Data z měření*

V této elektronické složce jsou uvedena zpracovaná i nezpracovaná data naměřená při testování a skript pro zpracování dat v programu Scilab.

- Data – Priloha_G_1